

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年11月10日
Date of Application:

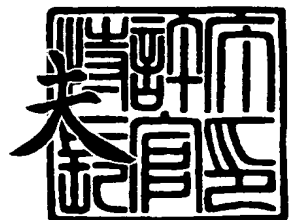
出願番号 特願2003-380294
Application Number:
[ST. 10/C]: [JP2003-380294]

出願人 株式会社モリタ製作所
Applicant(s):

2003年12月18日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康



【書類名】 特許願
【整理番号】 P030235
【提出日】 平成15年11月10日
【あて先】 特許庁長官 殿
【国際特許分類】 A61C 19/04
【発明者】
【住所又は居所】 京都府京都市伏見区東浜南町 6 8 0 番地 株式会社モリタ製作所
内
【氏名】 勝田 直樹
【発明者】
【住所又は居所】 京都府京都市伏見区東浜南町 6 8 0 番地 株式会社モリタ製作所
内
【氏名】 木野 健二
【発明者】
【住所又は居所】 京都府京都市伏見区東浜南町 6 8 0 番地 株式会社モリタ製作所
内
【氏名】 的場 一成
【特許出願人】
【識別番号】 000138185
【氏名又は名称】 株式会社モリタ製作所
【代理人】
【識別番号】 100087664
【弁理士】
【氏名又は名称】 中井 宏行
【電話番号】 0797-81-3240
【先の出願に基づく優先権主張】
【出願番号】 特願2003- 6441
【出願日】 平成15年 1月14日
【手数料の表示】
【予納台帳番号】 015532
【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
【物件名】 特許請求の範囲 1
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1
【包括委任状番号】 9801658

【書類名】特許請求の範囲**【請求項 1】**

手指によって支持自在な本体と、励起光、赤外光及び紫外光のうちの一つ以上の特定波長の光を照射する照射手段と、前記本体の先側部分に装備される撮像手段とを備え、前記撮像手段は、固体撮像素子と、該固体撮像素子に対して診断対象の光学画像を結像させるための光学手段とよりなり、前記照射手段からの光が診断対象に照射されたときに、当該診断対象から反射される反射光及び／又は前記診断対象から発生する蛍光を受光して、所定の診断画像情報を出力するものであることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の診断用撮影器において、
白色光を照射する照射手段を更に備えたことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 3】

手指によって支持自在な本体と、励起光、赤外光及び紫外光のうちの一つ以上の光を照射する照射手段と、前記本体の先側部分に装備される撮像手段とを備え、前記撮像手段は、前記照射手段からの光が診断対象に照射されたときに、当該診断対象から発する光を受光して、所定の診断画像情報を出力するものであって、固体撮像素子と、該固体撮像素子に対して診断対象の光学画像を結像させるための光学手段とよりなり、該光学手段は、上記診断対象から発する光の光路を変更する光路変更手段を含むことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の診断用撮影器において、
前記先側部分は、光路変更手段を含むヘッド部と、前記固体撮像素子を含む基部とに分離可能とされていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 5】

手指によって支持自在な本体と、励起光、赤外光、紫外光及び白色光のうちの一つ以上の光を照射する照射手段と、前記本体の先側部分に装備される撮像手段とを備え、前記撮像手段は、前記照射手段からの光が診断対象に照射されたときに、当該診断対象から発する光を受光して、所定の診断画像情報を出力するものであって、固体撮像素子と、該固体撮像素子に対して診断対象の光学画像を結像させるための光学手段とよりなり、該光学手段は、上記診断対象から発する光の光路を変更する光路変更手段を含み、前記先側部分は、光路変更手段を含むヘッド部と、前記固体撮像素子を含む基部とに分離可能とされていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 6】

請求項 1 又は 2 に記載の診断用撮影器において、
前記先側部分は、該先側部分の一部をなす着脱自在なアタッチメントを備え、該アタッチメントには前記光学手段又は照射手段が取付けられていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の診断用撮影器において、
前記光学手段が、受光用フィルタであることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の診断用撮影器において、
特定波長域の光のみを通過させる受光用フィルタを、前記撮像手段の受光部に近接させて設けたことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の診断用撮影器において、
前記照射手段が、LED、レーザ発振器及びハロゲンランプのいずれかからなることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の診断用撮影器において、

前記LED及びレーザ発振器が、発する光の波長を切換えることができるものであることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項11】

請求項4又は5に記載の診断用撮影器において、前記先側部分のヘッド部は、照射手段及び／又は特定波長域の光のみを通過させる受光用フィルタを含むことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項12】

請求項1乃至5又は8乃至11のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記照射手段が、前記先側部分に取付けられていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項13】

請求項1乃至12のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記先側部分が、前記本体に対して着脱自在に形成されていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項14】

請求項8乃至10又は12のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記受光用フィルタが、前記先側部分に取付けられていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項15】

請求項1乃至14のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記照射手段が、発光部と、該発光部に近接配置され、該発光部から発光される光の内の特定波長域の光のみを通過させる照射用フィルタとよりなることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項16】

請求項4又は5に記載の診断用撮影器において、前記ヘッド部には前記照射手段が設けられ、前記先側部分における分離可能な機能は、ヘッド部と基部とを相互に着脱自在とする結合手段によりなされ、該結合手段には、前記照射手段に給電する為の電気接合部が介在されていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項17】

請求項8乃至16のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記本体の先側部分に、前記受光用フィルタを着脱自在に取付ける為のフィルタ着脱手段を備えたことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項18】

請求項8乃至16のいずれかに記載の診断用撮影器において、複数種の前記受光用フィルタを備えたフィルタユニットが、前記本体の先側部分に、これら受光用フィルタを所定位置に選択的に切換え位置決めする為のフィルタ切換え手段を介して取付けられていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項19】

請求項17に記載の診断用撮影器において、前記フィルタ着脱手段は、前記受光用フィルタをスライドによって着脱自在とするレール溝によって構成されていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項20】

請求項17に記載の診断用撮影器において、前記フィルタ着脱手段は、前記受光用フィルタを有し、かつ、前記先側部分に係合装着並びに取外し自在なカバー体により構成されていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項21】

請求項18に記載の診断用撮影器において、前記フィルタユニットは、前記複数種の受光用フィルタを、前記撮像手段又は前記照射手段の光軸方向と平行又は光軸に直交する軸の軸心周りに備え、且つこの軸心周りに回転自在となるよう取付けられていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項22】

請求項 21 に記載の診断用撮影器において、
前記切換え手段が、前記フィルタユニットを前記軸心周りに駆動回転させるモータと、フィルタ切換え指令信号に基づいて前記モータを駆動制御して前記受光用フィルタを所定位置に選択的に切換え位置決めする為の切換え制御手段とより構成されていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 23】

請求項 22 に記載の診断用撮影器において、
前記フィルタ切換え指令信号が、前記照射手段の照射信号に同期して制御されることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 24】

請求項 1 乃至 23 のいずれかに記載の診断用撮影器において、
前記照射手段を、前記撮像手段の受光部を中心としてその周囲に複数配備したことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 25】

請求項 1 乃至 24 のいずれかに記載の診断用撮影器において、
前記照射手段は、互いに異なる波長の光を発する複数の発光部を含み、これら複数の発光部のうちからいずれか一つ又は複数の発光部を選択的に照射駆動させるための照射駆動手段を設けたことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 26】

請求項 25 に記載の診断用撮影器において、
前記照射駆動手段は、前記複数の発光部を選択的に発光させる照射駆動を時分割制御によって行うように構成されていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 27】

請求項 25 に記載の診断用撮影器において、
請求項 22 又は 23 に記載のフィルタ切換え指令信号が、前記照射駆動手段の入力信号に同期され、かつ選択された発光部に対応した受光用フィルタに切換わるよう制御されることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 28】

請求項 1 乃至 27 のいずれかに記載の診断用撮影器において、
前記本体、制御ボックス、又はフットペダルに、前記撮像手段によって撮像された診断画像情報を静止画像として記録・保存するための画像記憶手段を設けたことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 29】

請求項 27 又は 28 に記載の診断用撮影器において、
前記照射駆動手段は、前記本体、制御ボックス、又はフットペダルに装備された光源選択スイッチを含むことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 30】

請求項 29 に記載の診断用撮影器において、
前記画像記憶手段は、撮影スイッチの操作によって、予め特定された時間シーケンスを実行させて、波長が異なる照射光を選択的に照射させる毎に、前記撮像手段によって撮像された診断画像をメモリに順次記憶保持させる自動撮影制御手段を備えていることを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 31】

請求項 27 に記載の診断用撮影器において、
前記本体、制御ボックス、又はフットペダルに、前記撮像手段によって撮像された診断画像を静止画像として記録・保存するための画像記憶手段を設け、この画像記憶手段は、撮影スイッチの操作によって、予め特定された時間シーケンスを実行させて、波長が異なる照射光を選択的に照射させる毎に、前記撮像によって撮像された診断画像をメモリに順次記憶保持させる自動撮影制御手段を備え、るとともに、

前記フィルタ切換え指令信号が、前記撮影スイッチの入力信号に応じて予め特定された

照射用光源からの撮影シーケンスに従って選択された照射手段の照射に同期し、かつ、撮影シーケンスに対応した照射手段の照射と対応する受光用フィルタの切り換えが行えるようにしたことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 3 2】

請求項 1 乃至 3 1 のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記本体内部に電源及び無線送信機を備え、撮像手段による診断画像情報を外部の受信装置にコードレスで送信し得るようにしたことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 3 3】

請求項 1 乃至 3 2 のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記照射手段が、光重合樹脂の硬化に適した波長の光を発する発光部を含むことを特徴とする診断用撮影器。

【請求項 3 4】

請求項 6 乃至 3 3 のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記照射手段から照射される光の波長が、 400 ± 30 nm であり、且つ、撮像手段の受光部に近接させて設けられる前記受光用フィルタは、430 nm 以上の波長の光のみを通過させるものであることを特徴とする診断用撮影器。

【書類名】 明細書

【発明の名称】 診断用撮影器

【技術分野】

【0001】

本発明は、口腔内における歯牙のう蝕状況、欠損部、病変部や、歯石或いは歯垢の付着状況、根管部、歯肉、頬、舌の病変部、或いは、耳鼻科領域の診断、直腸の腫瘍等の診断を行うのに用いる診断用撮影器に係り、詳しくは、歯等の診断対象物の表面状況だけでなく、表面に近い内部の状況もある程度診断できるようにする技術に関するものである。また、医師のみの使用に限られるものではなく、家庭においても、歯の外観の確認やう蝕、歯石や歯垢の付着状況の確認に使用可能な家庭用の診断用撮影器としても好適である。

【背景技術】

【0002】

例えば、口腔内を診断する為の診断用撮影器としては、口の中に入れて操作する必要があることから、撮像手段部分がコンパクトに構成されていることが必要である。即ち、従来から、このような診断用撮影器は、手指で持って支持する本体の先端部に、診断対象に光を照射する光源やCCD撮像手段等を、極めて小型に纏めて配置構成してあり、例えば、特許文献1～3において示された構造のものが知られている。

【特許文献1】 特開平11-047092号公報

【特許文献2】 特公平06-073531号公報

【特許文献3】 特開平09-189659号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

前記特許文献1に記載の従来技術による口腔内撮影装置は、全体として細長く、かつ、先端部を細い形状に構成することにより、口腔内に挿入し易いとともに、白色LEDを照明光とすることで口腔内を明るく照明しながら撮影することができるものであり、狭い口腔内において希望とする箇所の撮影を容易に行える利点を有している。

【0004】

しかしながら、かかる口腔内撮影装置では、歯や口腔内の表面状況が可視光（約380～760nmの波長）照射下の状態で撮影できるに止まるものであって、表層内部の状況や歯牙のう蝕、歯石の付着状況までの確に把握できるものではなかった。故に、目に見えない歯牙など生体組織の表層内部のう蝕、欠損、ひび、歯石の付着状況を知るためには、従来はレントゲン撮影を行うほかなく、レントゲン撮影ではX線被曝のおそれがあった。

【0005】

前記特許文献2に記載の従来技術は、360～580nmの励起光を歯に照射し、う蝕部分から発せられる620nmの蛍光を検出する装置であるが、下記（a）～（c）のような問題点があった。即ち、（a）歯に光を照射するための光線ガイドが必要である。（b）特定の部位がう蝕か健全かの判断はできるが、特定波長の励起光を照射させた際の検出情報しか得られないので、う蝕部分の状況把握までには至らず、患者の説明用としては使えない。別言すれば、局部的なう蝕部位の検出であって、歯牙の全体像における相対的なう蝕の状況を判断することができるような画像情報は得ることができなかった。（c）可視光画像と励起画像等の複数の画像を用いた画像処理は行うことができない。

【0006】

前記特許文献3に記載の従来技術は、600～670nmの励起光を用いて、670～800nmの蛍光を検出して虫歯、歯垢、バクテリアの感染等を検出する診断機器を開示している。このものでは、前記（b）、（c）の問題点に加えて、下記（d）、（e）のような欠点もあった。即ち、（d）可視光、赤外線、紫外線等の各種の照射光を1台の機器で照射することはできず、当然ながら同時に複数の照射光を照射することができず、同時に、時分割して異なる照射光の照射も不可である。（e）ヘッド内に照射部、フィルタ、画像入力部等の主要な機構を集約配置してコンパクトにまとめる、という技術思想の

示唆もない。

【0007】

以上のように、いずれの従来技術のものでも改善の余地が多く残されているものであり、X線被爆が無く取扱いが簡単で、かつ、タイムリーに歯等の内部状況を把握して診断できる機器が望まれていた。そこで、本発明の目的は、上記に鑑みなされたものであり、口腔内等の狭い箇所中存在する診断対象の撮影に好適であり、かつ、歯牙表面の歯石や歯垢等付着状況だけでなく、診断対象の表層に近い部分の内部のう蝕の状況も認知することが可能な診断用撮影器を、X線被爆の無いコンパクトで扱い易いものとして提供する点にある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

請求項1の発明に係る診断用撮影器は、手指によって支持自在な本体と、励起光、赤外光及び紫外光のうちの一つ以上の特定波長の光を照射する照射手段と、前記本体の先側部分に装備される撮像手段とを備え、前記撮像手段は、固体撮像素子と、該固体撮像素子に対して診断対象の光学画像を結像させるための光学手段とよりなり、前記照射手段からの光が診断対象に照射されたときに、当該診断対象から反射される反射光及び／又は前記診断対象から発生する蛍光を受光して、所定の診断画像情報を出力するものであることを特徴とする。ここでの固体撮像素子は、CCDやMOS或いはこれらと同等のものを意味する。そして、請求項2の発明のように、上記照射手段に加え、白色光を照射する照射手段を更に備えるようになることも望ましく採用される。

【0009】

請求項3の発明に係る診断用撮影器は、手指によって支持自在な本体と、励起光、赤外光及び紫外光のうちの一つ以上の光を照射する照射手段と、前記本体の先側部分に装備される撮像手段とを備え、前記撮像手段は、前記照射手段からの光が診断対象に照射されたときに、当該診断対象から発する光を受光して、所定の診断画像情報を出力するものであって、固体撮像素子と、該固体撮像素子に対して診断対象の光学画像を結像させるための光学手段とよりなり、該光学手段は、上記診断対象から発する光の光路を変更する光路変更手段を含むことを特徴とする。ここでの固体撮像素子も、上記同様CCDやMOS或いはこれらと同等のものを意味する。

【0010】

請求項4の発明は、請求項3に記載の診断用撮影器において、前記先側部分は、光路変更手段を含むヘッド部と、前記固体撮像素子を含む基部とに分離可能とされていることを特徴とする。

【0011】

請求項5の発明に係る診断用撮影器は、手指によって支持自在な本体と、励起光、赤外光、紫外光及び白色光のうちの一つ以上の光を照射する照射手段と、前記本体の先側部分に装備される撮像手段とを備え、前記撮像手段は、前記照射手段からの光が診断対象に照射されたときに、当該診断対象から発する光を受光して、所定の診断画像情報を出力するものであって、固体撮像素子と、該固体撮像素子に対して診断対象の光学画像を結像させるための光学手段とよりなり、該光学手段は、上記診断対象から発する光の光路を変更する光路変更手段を含み、前記先側部分は、光路変更手段を含むヘッド部と、前記固体撮像素子を含む基部とに分離可能とされていることを特徴とする。

【0012】

請求項6の発明は、請求項1又は2に記載の診断用撮影器において、前記先側部分が、該先側部分の一部をなす着脱自在なアタッチメントを備え、該アタッチメントには前記光学手段又は照射手段が取付けられていることを特徴とする。そして、ここでの光学手段は、請求項7の発明のように、受光用フィルタであることが望ましい。

【0013】

請求項8の発明は、請求項1乃至7のいずれかに記載の診断用撮影器において特定波長域の光のみを通過させる受光用フィルタを、前記撮像手段の受光部に近接させて設けたこ

とを特徴とする。

【0014】

そして、前記照射手段としては、請求項9の発明のように、LED、レーザ発振器及びハロゲンランプのいずれかからなるものとし、或いは、請求項10の発明のように、前記LED及びレーザ発振器として、発する光の波長を切換えることができるものを採用することも可能である。また、請求項15の発明のように、照射手段が、発光部と、該発光部に近接配置され、該発光部から発光される光の内の特定波長域の光のみを通過させる照射用フィルタとよりなるものとすることも可能である。ここでの、レーザ発振器としては、半導体レーザ或いは固体レーザが含まれる。また、単波長の光を発するLEDやレーザ発振器、或いは請求項10の発明のようにLED又はレーザ発振器自体が、発する光の波長を切換える機能を備えたものである場合は、特定波長域の光のみを通過させる照射用フィルタを設けることを要しない。

【0015】

請求項11の発明は、請求項4又は5に記載の診断用撮影器において、前記先側部分のヘッド部は、照射手段及び／又は特定波長域の光のみを通過させる受光用フィルタを含むことを特徴とすることを特徴とする。

【0016】

請求項12の発明は、請求項1乃至5又は8乃至11のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記照射手段が、前記先側部分に取付けられていることを特徴とすることを特徴とし、請求項13の発明は、請求項1乃至12のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記先側部分が、前記本体に対して着脱自在に形成されていることを特徴とする。また、請求項14の発明は、請求項8乃至10又は12のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記受光用フィルタが、前記先側部分に取付けられていることを特徴とする。

【0017】

請求項16の発明は、請求項4又は5に記載の診断用撮影器において、前記ヘッド部には前記照射手段が設けられ、前記先側部分における分離可能な機能は、ヘッド部と基部とを相互に着脱自在とする結合手段によりなされ、該結合手段には、前記照射手段に給電する為の電気接合部が介在されていることを特徴とする。

【0018】

請求項17の発明は、請求項8乃至16のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記本体の先側部分に、前記受光用フィルタを着脱自在に取付ける為のフィルタ着脱手段を備えたことを特徴とし、また請求項18の発明は、複数種の前記受光用フィルタを備えたフィルタユニットが、前記本体の先側部分に、これら受光用フィルタを所定位置に選択的に切換え位置決めする為のフィルタ切換え手段を介して取付けられていることを特徴とする。

【0019】

上記フィルタ着脱手段としては、前記受光用フィルタをスライドによって着脱自在とするレール溝によって構成されているもの（請求項19）や、前記受光用フィルタを有し、かつ、前記先側部分に係合装着並びに取外し自在なカバー体により構成されているもの（請求項20）が望ましく採用される。

【0020】

また、請求項18における前記フィルタユニットは、請求項21の発明のように、前記複数種の受光用フィルタを、前記撮像手段又は前記照射手段の光軸方向と平行又は光軸に直交する軸の軸心周りに備え且つこの軸心周りに回転自在となるよう取付けられているものとし、更に、前記切換え手段が、請求項22の発明のように、前記フィルタユニットを前記軸心周りに駆動回転させるモータと、受光用フィルタ切換え指令信号に基づいて前記モータを駆動制御して前記受光用フィルタを所定位置に選択的に切換え位置決めする為の切換え制御手段とより構成されているものとする、加えて、このフィルタ切換え指令信号が、請求項23の発明のように、前記照射手段の照射信号に同期して制御されるようになることが望ましい。

【0021】

請求項24の発明は、請求項1乃至23のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記照射手段を、前記撮像手段の受光部を中心としてその周囲に複数配備したことを特徴とする。また、請求項25の発明は、請求項1乃至24のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記照射手段が、互いに異なる波長の光を発する複数の発光部を含み、これら複数の発光部のうちからいずれか一つ又は複数の発光部を選択的に照射駆動させるための照射駆動手段を設けたことを特徴とする。この照射駆動手段は、前記複数の発光部を選択的に発光させる照射駆動を時分割制御によって行うように構成されること（請求項26）、或いは前記フィルタ切換え指令信号が、前記照射駆動手段の入力信号に同期され、かつ選択された発光部に対応した受光用フィルタに切換わるよう制御される構成とすること（請求項27）も望ましい。

【0022】

請求項28の発明は、請求項1乃至27のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記本体、制御ボックス、又はフットペダルに、前記撮像手段によって撮像された診断画像情報を静止画像として記録・保存するための画像記憶手段を設けたことを特徴とする。請求項29の発明は、請求項27又は28における前記照射駆動手段が、前記本体、制御ボックス、又はフットペダルに装備された光源選択スイッチを含むことを特徴とする。

【0023】

上記画像記憶手段は、請求項30の発明のように、撮影スイッチの操作によって、予め特定された時間シーケンスを実行させて、波長が異なる照射光を選択的に照射させる毎に、前記撮像手段によって撮像された診断画像をメモリに順次記憶保持させる自動撮影制御手段を備えているものとすることができる。

【0024】

請求項31の発明は、請求項27に記載の診断用撮影器において、前記本体、制御ボックス、又はフットペダルに、前記撮像手段によって撮像された診断画像情報を静止画像として記録・保存するための画像記憶手段を設け、この画像記憶手段は、撮影スイッチの操作によって、予め特定された時間シーケンスを実行させて、波長が異なる照射光を選択的に照射させる毎に、前記撮像によって撮像された診断画像をメモリに順次記憶保持させる自動撮影制御手段を備えるとともに、前記フィルタ切換え指令信号が、前記撮影スイッチの入力信号に応じて予め特定された照射用光源からの撮影シーケンスに従って選択された照射手段の照射に同期し、かつ、撮影シーケンスに対応した照射手段の照射と対応するフィルタ切換えが行えるようにしたことを特徴とする。

【0025】

請求項32の発明は、請求項1乃至31のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記本体内部に電源及び無線送信機を備え、撮像手段による診断画像情報を外部の受信装置にコードレスで送信し得るようにしたことを特徴とする。

【0026】

請求項33の発明は、請求項1乃至32のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記照射手段が、光重合樹脂の硬化に適した波長の光を発する発光部を含むことを特徴とする。

【0027】

請求項34の発明は、請求項1乃至33のいずれかに記載の診断用撮影器において、前記照射手段から照射される光の波長が、 400 ± 30 nmであり、且つ、撮像手段の受光部に近接させて設けられる前記フィルタは、430 nm以上の波長の光のみを通過させるものであることを特徴とする。

【発明の効果】**【0028】**

請求項1の発明によれば、照射手段の照射に基づき診断対象より発する反射光及び／又は励起光によって発生する蛍光を撮像手段で受光して、所定の診断画像情報を得ることができるから、歯表面の傷、表面及び内部のう蝕、歯石、歯垢、歯肉の状況を即座に簡単、

便利に知ることができ、コンパクトな診断撮影器としながら的確な診断を下すことができる。そして、撮像手段として、固体撮像素子（CCDやMOS）と、この固体撮像素子に対して診断対象の光学画像を結像させるための光学手段を採用することにより、良好な撮像画像情報をローコストで、しかも、迅速に取得することができる。また、小型で、取扱い易い便利なものとして提供することができ、更に、小型、安価、安全に製品化できるので、機能を限定した仕様は家庭用として最適である。尚、撮像手段は、例えば300～800nmの波長の光を撮影できる広分光特性を持ったものであれば、蛍光領域の撮影も可能であり、紫外光から可視光を含め赤外光まで幅広く撮影できることは言うまでもない。勿論、特殊な蛍光の検出が必要な場合は、撮像手段として上記波長範囲よりも広い専用の広分光特性を持ったものを選択すればよい。

【0029】

請求項2の発明によれば、特定波長の光の照射に基づく蛍光等の画像に加えて、可視光画像（白色光源を使用した通常の口腔内カメラで得られる画像）を取得することができる。即ち、特定波長の光と白色光とを同時に照射することも可能であるが、本請求項における照射手段により白色光のみを照射し、その反射光を受光フィルタを通さずに又は可視光のみ通過させるガラスなどの受光フィルタを通して受光すると診断対象の可視光画像が得られ、一方、特定波長の光を選択的に照射すれば、診断対象の波長特性に応じた画像（蛍光画像等）が得られる。これによって、可視光画像と蛍光画像等の画像とを比較したり、または可視光画像と蛍光画像等の画像を重ねて表示させて、病変部が可視光画像でどのあたりにあるかを見やすくし、また患者にも示し易くして、患者との意思疎通を図りながら的確な診断が行える画像情報を取得することができる。

【0030】

請求項3の発明によれば、請求項1の発明の効果に加え、本体の先側部分の小型化が図れ、また、固体撮像素子に光学画像を結像させる光学手段として、光路変更手段を採用しているから、本体の先側部分の厚みも小さくすることができ、口腔内で用いる歯科用の撮影器とした場合の適性が向上する。そして、請求項4の発明のように、先側部分が、光路変更手段を含むヘッド部と前記固体撮像素子を含む基部とに分離可能とすると、ヘッド部の清掃・メンテナンスに便利であり、しかも、ヘッド部には固体撮像素子のような嵩張る部品がなく、ヘッド部の厚みを小さくすることができ、口腔内で用いる歯科用の撮影器とした場合の適性が一層向上する。また、基部には高価な固体撮像素子が残ることになるので、固体撮像素子を共通使用とし、ヘッド部の交換によって、ヘッド部に含まれる光路変更手段等の光学手段の特性により、ローコストで異なる種類の診断画像情報を得ることができる。更に、このヘッド部に、請求項16の発明のように照射手段を設け、この照射手段に給電する為の電気接合部を介在させた結合手段によって分離可能とすれば、異なる種類の照射手段を備えたヘッド部を適宜取替え使用することが簡易になされ、且つ診断対象の状態に応じた様々な診断画像情報を得ることができる。

【0031】

請求項5の発明によれば、請求項3或いは4の発明の効果に加え、特定波長の光と白色光とを同時に照射することも可能である上に、照射手段により白色光のみを照射し、その反射光を受光フィルタを通さず或いは可視光のみを通過させるガラスを受光フィルタとして用いて受光することにより診断対象の可視光画像が得られ、一方、特定波長の光を選択的に照射すれば、診断対象の波長特性に応じた画像（蛍光画像等）が得られる。これによって、可視光画像と蛍光画像等の画像とを比較したり、または可視光画像と蛍光画像等の画像を重ねて表示させて、病変部が可視光画像でどのあたりにあるかを見やすくし、また患者にも示し易くして、患者との意思疎通を図りながら的確な診断が行える画像情報を取得することができる。

【0032】

ここでの診断画像情報は、白色光の照射に基づく診断対象部位からの反射光による可視光画像、励起光の照射に基づく診断対象部位からの蛍光による蛍光画像或いは赤外光の照射に基づく診断対象部位からの反射による赤外光画像等であって、ヘッド部を適宜取替え

使用することによって得られるこれらの診断画像情報は、診断対象を診断する上で極めて有用な情報として活用され得るものである。そして、請求項4又は5の発明において、請求項11の発明のように、ヘッド部に照射手段及び／又は上記の受光用フィルタを含ませるようにすれば、ヘッド部を適宜取替え使用することによって、更に多様且つ実用価値の高い診断画像情報を得ることができる。

【0033】

請求項6或いは7の発明によれば、先側部分の一部をなすアタッチメントを複数準備し、各アタッチメントに波長特性や発光特性の異なる各種受光フィルタや照射手段を取付けておき、これらアタッチメントを適宜選択的に着脱使用することにより、診断対象の状態や診断目的に応じた適正な受光用フィルタ或いは照射手段を充当させることができ、多面的な診断画像情報の取得が簡易になされる。

【0034】

請求項8の発明によれば、診断対象からの一般的な反射光や特定波長域の蛍光を受光用フィルタに通して撮像手段に導くことができるから、励起光を確実にカットして診断用として有用な鮮明な画像が得られる。特に、照射手段からの照射光が励起光の場合、この励起光が撮像手段に直接入光すると、診断対象からの蛍光画像に大きく影響する為、受光用フィルタにより通過する光の波長の適宜設定により、このような励起光を遮断するようにすれば、診断用の有用な画像情報がよりの確に得られる。しかも撮像手段の近く、即ち、撮像手段に向かう必要部分の光路に合わせた大きさの受光用フィルタで済み、受光用フィルタをコンパクトに構成できるとともに、当然ながら機構としても簡単になる利点がある。

【0035】

請求項9の発明によれば、各種発光部の任意選択により、歯等の診断対象の蛍光画像や、紫外光画像、赤外光画像等が得られるので、診断対象の状態に応じた適正な診断画像が得られる。LEDは、小型、軽量、ローパワーであるから、先端部に簡単に取付けられると共に、安価にして必要な波長特性のLEDを選択使用できる。一方、レーザ発振器は、光度が強力であるから、鮮明な蛍光画像が得られる。

【0036】

請求項10の発明によれば、照射光の波長を切換えることができるLED（発光ダイオード）又はレーザ発振器を用いるので、多数の異なる照射手段を用いなくても良くなり、1種類又は最低限の種類照射手段の配置で済み、また特定波長の光のみを通す照射用のフィルタを特に必要としないことになり、これにより診断用撮影器の小型軽量化及び操作性が向上する。

【0037】

請求項12の発明によれば、LED等の照射手段をライトガイド等を用いずに直接本体の先側部分においてコンパクトに纏めて配置できるとともに、光の余分な拡散を極力減らすことができ、また、照明ムラを極力減らすことも可能で、効率良く作動できる診断用撮影器を提供することができる。

請求項13の発明によれば、基本的に本体を共通にし、本体の先側部分のみを、診断目的、診断対象に応じて取り替えて使用できるので、汎用性に富み、便利である。

【0038】

請求項14の発明のように、受光用フィルタを先側部分に取付ければ、その清掃等のメンテナンスに便利である上に、照射手段及び／又は受光用フィルタは、先側部分と共に本体に対して着脱自在とされるから、照射手段の種類や波長域等の特性、或いは受光フィルタの波長特性の異なるものを備えた先側部分を複数種準備しておけば、これらを選択的に装着使用することにより、診断対象に適合した、よりの確な診断情報が得られるとともに便利で使い易いものとなる。

【0039】

請求項15の発明によれば、発光部の近く、即ち、照射光の広がり方がまだ少ない箇所に照射用フィルタを配置してあるので、照射用フィルタをコンパクトに構成できるととも

に、この照射用フィルタを通して診断対象に適した波長の照射光を確実に照射させることができる。また、所望する波長の光だけが照射されるので、必要となる情報のみを得ることができ、得られた検出情報から不要な部分をカットする処理回路が不要になる。この為に、紫外光から可視光を含めて赤外光まで幅広い波長を持つハロゲンランプ等の光源を照射手段として使用することができる。

【0040】

請求項17或いは請求項18の発明によれば、目的に応じて受光用フィルタを交換することができて便利である。例えば、診断対象から反射して撮像手段に入る光をそのまま通し、或いはその波長域を特定の範囲に限定し、更には診断対象からの蛍光を受光する場合に励起光をカットするような種々の受光用フィルタを交換或いは切替えることにより、診断対象の状態に応じた適正且つ多様な診断画像情報の取得が簡単になり得る良さがある。請求項18の発明における切替え手段の場合、受光用フィルタの種類が2～3等の比較的限られたものとなるが、請求項17の発明におけるフィルタ着脱手段の場合には、多種類の設定が容易であり、如何様にも対処できる利点がある。

【0041】

請求項19の発明によれば、受光用フィルタの交換や着脱が、簡単かつローコストに実現できる。また、請求項20の発明によれば、カバー体の着脱交換によって異なる受光用フィルタを任意に選択設定可能になり、本体先端部自体はよりコンパクトに構成可能となる。この構成であれば、受光用フィルタの種類を多数用意しておくことで選択の幅が増えるようになる。

【0042】

請求項21の発明によれば、診断目的等に応じた受光用フィルタの切替えが、例えば円盤状や円筒状といった形で複数の受光用フィルタを有したフィルタユニットを照射手段又は撮像手段の光軸と平行又は光軸に直交する方向の軸の軸心周りに回転操作するだけで行うことができ、簡単で便利に、しかも迅速に受光用フィルタを切替え操作し得る利点がある。

【0043】

請求項22の発明によれば、フィルタの切替えが、フィルタ切替え指令信号によってモータで自動的に行われるので、フィルタ切替えに要する手間や時間を軽減させることができ、それによって診断作業の迅速化を図ることができる。

【0044】

請求項23の発明によれば、フィルタ切替えが照射用光源の照射信号に同期して制御されるので、いちいち照射手段の照射と受光用フィルタの切替えを別々に操作することなく一度に操作できるので、操作が簡単になる。

【0045】

請求項24の発明によれば、診断対象と撮像手段の受光部との相対角度や位置が種々に変化しても、照射手段の光を診断対象に的確に当てて、それらの反射光等を影を生じることなく確実に撮像手段に入力させることができる。その結果、撮像手段と照射手段とを本体の先側部分にコンパクトに纏めながら、どんな状況でも確実に撮影できて診断の信頼性を向上させることができる。

【0046】

請求項25の発明によれば、照射手段が、互いに異なる波長を発生する複数の発光部を含むので、任意の波長の発光部（白色光の発光部を含む）を一つ選択して照射すること（基本的使用方法）の他に、この発光部より一度に異なる波長の照射光を照射（同時照射）したり、時分割で順次異なる波長の光を照射して診断対象の画像情報を取得することができる。また、発光部を交換する手間や煩わしさが無く、所望する発光部を自在に選択設定できて便利である。更に、診断目的に応じた照射手段を設けておけば、同一の撮影位置で蛍光画像や赤外光画像等の複数の画像を得ることが可能になる。従って、互いに異なる発光部や受光用フィルタを使用し同一の撮影位置で撮影した複数の画像を並列表示したり、重複表示することが容易となる。上記発光部の選択はスイッチによりなされ、その後受光

用フィルタの交換を行うようになされる。

【0047】

ここでの異なる波長を発生する発光部とは、一つのLEDで異なる波長の光を出すということだけではなく、例えば、赤外線LEDと紫外線LEDのように異なる機能（波長）のLEDという意味である。つまり、異なる種類の照明機能が搭載されているので、同時に照射したり、時分割して照射することが可能である。これにより、静止画像ではなく動画であるときは、モニター上に、発光部からの照射光により異なる各種の画像を自動的に切り替えて表示することも可能となる。

【0048】

また、請求項26の発明のように、複数の発光部を選択的に発光させる照射駆動が時分割制御によって行われるように構成すれば、各時間毎の画像同士の差分をとったり、平均をとったり、重畳させることによって誤差等がキャンセルされたり患部の状況把握が行いやすくなり、より確度の高い画像が得られる。更には、極めて短い時間間隔で時分割制御をし、これらの時分割画像を適宜連ねるようにして画像処理してモニター表示するにすれば、動画のような画像が得られ、患者にとって分かり易い説明用の画像データとすることができる。

【0049】

請求項27の発明によれば、受光用フィルタの切換えと照射用光源の切換えが一度の操作でできるだけでなく、受光用フィルタと照射手段とが予め設定し対応したものを自動的に切り換えられるので、撮影時間が短縮できると共に操作性が極めて良くなる。撮影時間を短縮させることができれば、画像間の処理を行うときにブレのない画像を得ることができる。

【0050】

請求項28の発明によれば、診断最中に必要となる箇所があれば、画像記憶手段の機能により、簡単に必要となる診断対象部位の静止画像を記録・保存することができる。

【0051】

請求項29の発明によれば、その撮影器本体を支持している手指操作、制御ボックスでの操作、或いはフットペダルの足踏み操作をして、光源選択スイッチの操作をすることによって、照射手段の切換え操作も行えるので、操作性に優れたものにできる。

【0052】

請求項30の発明によれば、撮影スイッチの操作を行うことで、性質の異なる診断画像を自動的に得ることができ、診断価値のある異なる画像情報を手振れの影響がない程度の短時間で得ることができる。また、これらの画像間で演算処理を行えば、病変部の特徴抽出も容易にでき、ブレのない画像を得ることができる。本請求項においては、得られる画像の内容が変更されるごとに、画像記憶手段で静止画像を記録・保存することが可能であり、異なる内容の画像を得るごとに、静止画像を各々上書きすることも可能になる。例えば、赤外線LEDと紫外線LEDとを搭載しておれば、各々の励起光に対応した最低2画面以上の静止画像を得る機構を設けて、各々シーケンシャルに切換わるごとに静止画像として上書きすれば良い。

【0053】

また、白色LEDと紫外線LEDとを搭載しておれば、白色LEDによる通常の反射画像と、紫外線LEDにより励起された蛍光画像も静止画像として得ることができ、その後画像処理手段で画像処理することも可能である。即ち、患者の説明時には、白色LEDを選択して通常の反射画像（可視光画像）を得、病変部を確認する時は、照射手段を紫外線LEDに切換え、撮像手段の受光部に相応の受光部フィルタを取付けることにより、このような診断画像情報の取得が簡易になされる。勿論、両画像を同時に表示しても良い。

【0054】

請求項31の発明によれば、照射手段による照射とフィルタの切換えが一度に操作できるだけでなく、予め設定された照射手段の種類に合わせてフィルタの種類を自動的に順次切換えて撮影できるので、撮影時間が短縮できると操作性が良くなるので大変便利で

ある。このように、請求項 25～31 の発明によれば、例えば、白色 LED を診断対象に照射し、フィルタとして可視領域を通過させるガラスを介してその反射画像を撮像手段で取得して保存し、次の瞬間、励起光を照射して診断対象から発する蛍光画像を専用の受光用フィルタを介して取得して保存し、この組合せを自動的に 1 秒間に 20 回も実行すれば、モニターの左半分に通常の画像を、右半分には蛍光画像を表示したり、或いは両画像を重ね合わせたり、更には、蛍光画像の病変部のみを切り取ってその部分を通常画像に重ねることもでき、診断価値の高い画像を得ることができる。

【0055】

請求項 32 の発明によれば、リード線を引き摺る必要のないコードレス型の撮影器として構成できるので、取扱い並びに診断作業において大変便利で使い易い。

【0056】

請求項 33 の発明によれば、光重合樹脂の硬化に適した波長の発光部（例えば、青色 LED）を照射手段に加えることにより、単なる診断用撮影器であるだけでなく、例えば歯科における補綴樹脂の光重合照射器としても使用できるので、撮影器でありながら歯科治療器の機能を有する便利で優れたものにできる。これによって、照射手段として青色 LED からの照射光により、補綴樹脂の硬化治療が他の器具に持ち替えることなく一つの器具で実施することができる。

【0057】

請求項 34 の発明によれば、例えば、照射手段から波長が 400 ± 30 nm の光（励起光）をう蝕部、歯石、或いは歯垢を有する歯に照射すると、う蝕部、歯石、或いは歯垢からはその特有の蛍光を発する。ここで、撮像手段の受光部に近接して波長が 430 nm 以上の光のみを通す（ 400 ± 30 nm の光を通さない）受光用フィルタが取り付けられているから、撮像手段に直接向かう照射励起光或いは反射して向かう照射励起光が受光用フィルタにより遮断され、撮像手段にはこれら励起光が入光することがない。従って、上記蛍光による鮮明な画像が得られ、う蝕部診断にとって極めて有用な画像情報を提供することができる。尚、 400 ± 30 nm の照射励起光を使用する場合は、フィルタ特性として基本的に 430 nm 以上のフィルタを使用すれば良い。また、635 nm 近辺、680 nm 近辺の波長の光も励起光として有効であることが実験で実証されている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0058】

以下、本発明の最良の形態について図面に基づき説明する。

【実施例 1】**【0059】**

図 1 は本発明の診断用撮影器の一例を示す平面図、図 2 は同本体の長手方向に沿った縦断面図、図 3 は図 4 における X-X 線縦断面図、図 4 は同本体先側部分の拡大底面図及び図 5 は同先側部分の部分縦断部分切欠正面図を夫々示す。図における診断用撮影器 A は、手指によって支持自在な歯科用ハンドピース形状の本体 1 と、励起光、赤外光、紫外光のうちの一つ以上の光を照射する照射手段 2（発光部 2 a, 2 b, 2 c）、及び、CCD（固体撮像素子）3 a による撮像手段 3 を内蔵して成る先側部分 4 とから構成されている。この診断用撮影器 A は、主として口腔内における歯のう蝕、欠損部、病変部、歯石、歯垢やバイオフィルムの付着度合い等の診断用として好適なものであり、歯の表面撮影だけでなく、歯の表層内部状況（表面から 1 mm 程度内部の状況）の撮影による歯の表層内部の病変部の認識ができ、更にコードレスの仕様にすればコードレスとして制御ボックス H（図 2 参照）に信号を伝達して、撮影された画像をプリントアウトして取り出すことができる。また、ズームイン、ズームアウトを行うズーム機構やオートフォーカス機能を設けることも可能である。

【0060】

本体 1 は、上ケース 5 a、下ケース 5 b、及び先端側ケース 5 c との三部品から成る合成樹脂材製のケーシング 5 から成り、上ケース 5 a に対して下ケース 5 b を 4 本のビス 10 で固定してある。ケーシング 5 は、本体 1 部分が比較的太く、その先端側ほど細くなる

ように一旦絞ってから、左右及び上方に膨出した形状の先側部分 4 が形成されている。先端側ケース 5 c (先側部分 4 の一部をなすアタッチメント) は、上下のケース 5 a、5 b に対して着脱自在に装着されているとともに、撮像手段 3 に対する受光用フィルタ 1 2 を有している。尚、5 r は各ケース 5 a ~ 5 c の内側に一体形成された補強リブである。

【0061】

先端側ケース 5 c は、図 5 に示すように、その根元側に形成された舌片 2 0 を下ケース 5 b の内側に嵌め入れるとともに、先端側の縦壁部 2 1 に形成された引掛け片 2 2 を、上ケース 5 a の対応する箇所形成された係合部 2 3 に嵌め入れることで装着されている。外す場合は、引掛け片 2 2 を係合部 2 3 から解放すべく先端側ケース 5 c の先側を上ケース 5 a から離れる方向に移動させ、それから先端側ケース 5 c を下ケース 5 b から離れる方向 (図 5 における左方向) に移動させれば良い。

【0062】

受光用フィルタ 1 2 は、本体 1 に着脱自在な先端側ケース 5 c に装備されているので、異なる種類の受光用フィルタ 1 2 を有した別の先端側ケース 5 c を用意しておけば、この先端側ケース 5 c の付け替えにより、簡単に異なる受光用フィルタに交換することができる。また、図 5 では照射手段 2 は撮像手段 3 と共に上ケース 5 a に取り付けられているが、先端側ケース 5 c に取り付けて受光用フィルタ 1 2 と共に先端側ケース毎取り替えるようにしてもよい。なお、この際には、照射手段に電気を供給する為の電気接点を切り離し自在に構成すれば良い。

【0063】

本体 1 には、撮影スイッチ (静止画像を得る為の画像記憶手段に関連する) 6、光源選択スイッチ 7、画像選択スイッチ 1 5、自動シーケンス撮影スイッチ 1 6 が、上ケース 5 a に取付けられる状態で配備されており、本体 1 内には、照射手段 (発光部) 2 や撮像手段 3 等を駆動するための二次電池等の電源 8 と、撮像手段 3 で撮像された情報を、制御ボックス H に送信するための無線送信機 9、並びにマイコン 1 7 とが内装されている。つまり、この診断用撮影器 A は、リード線を引き回すことが無く操作しやすいコードレス型に構成されている。コードレス型でない場合には、撮影スイッチ 6 を、リード線を介して診断用撮影器 A に接続された制御ボックス H やフットペダル (図示省略) 等、本体 1 以外の箇所に設けても良い。

【0064】

先側部分 4 には、図 3、図 4 に示すように、撮像手段 3 と照射手段 (発光部) 2 と受光用フィルタ 1 2 とが配置されている。撮像手段 3 は、CCD (固体撮像素子) 3 a と、光学手段としての受光用フィルタ 1 2 から成り、照射手段 2 からの照射光が歯等の診断対象に照射されたときに、診断対象から反射される反射光及び/又は励起光が診断対象に照射されて発生する蛍光を受光して、所定の診断画像を撮影するものであり、上下方向視で先側部分 4 の中心位置に配置されている。

【0065】

照射手段 2 は、図 4 に示すように、発光部としての白色 LED (発光ダイオード) 2 a、赤外線 LED (赤外光を発する発光ダイオード) 2 b、及び紫外線 LED (紫外光を発する発光ダイオード) 2 c の 3 種の LED (発光ダイオード) の 2 個ずつで計 6 個から成り、CCD 3 a の光軸を中心としてその周囲に、回転対称となるようにほぼ均等角度毎に配置されている。これにより、照射手段 2 よりの光を直接、歯に照射することができる構成としてある。各 LED 2 a、2 b、2 c (発光部) は、撮像手段 3 を中心とした周方向で 180 度離して対向配置されているが、この配置状態及び照射用光源の組み合わせに限られるものではない。

【0066】

要は、照射手段 2 としては、励起光 (好ましくは単一波長の励起光)、赤外光、紫外光、白色光のうちの一つ以上を照射するものであれば良いが、LED、レーザ発振器 (He-Ne レーザ、クリプトンレーザ、色素レーザ等の半導体レーザ或いは固体レーザ)、又はハロゲンランプのいずれかであっても良い。また、照射手段 2 は、白色 LED や、波長

切換え式のLED又はレーザ発振器であっても良く、この波長切換え式のレーザ発振器の例としては、例えば、特開平6-112589号公報、特開2002-125982号公報において開示されたものが知られている。尚、レーザ発振器を用いる場合は、本体内のレーザ発振部から適当なライトガイドで先側部分4の先端照射口まで導光させることが必要である。

【0067】

LEDやレーザ発振器は、赤外、近赤外、紫外、近紫外のみならず、可視光領域である赤色、橙色、紫色、青色、緑色の領域を持つものが望ましい。特に、励起光として有効な紫外光、近紫外光としては、波長が405nm近辺、或いは 400 ± 30 nm近辺等の、一般に市販されているLEDを使用すれば安価で入手することができる。このとき、受光用フィルタ12は430nmより長い波長の光のみを通過させる(405nm近辺、或いは 400 ± 30 nm近辺の励起光をカットする)ような仕様を選べば良い。或いは、励起光のみをカットするノッチフィルタを使用しても良い。また、励起光を発するレーザ光の波長としては、上記のように635nm近辺或いは780nm近辺のものであってもよい。この場合は、受光用フィルタ12として、635nm近辺或いは780nm近辺の波長の光をカットするものが用いられるべきことは言うまでもない。

【0068】

受光用フィルタ12は、図2～図4に示すように、先端側ケース5cに嵌め込みによって装着されており、CCD3a及び6個のLED2a～2cの下方側を覆う大きさで、ほぼ円形の板状のものに構成されている。この受光用フィルタ12は、撮像手段3の受光部に特定波長域の光のみを通過させるものであるが、照射手段2に対応する周辺部は、照射手段2の光をそのまま通過させる構造とするか、この周辺部を照射手段2からの光のうち、特定波長域の光のみを通過させて診断対象に照射させる照射用のフィルタとするか、或いは受光用フィルタと照射用フィルタとの双方の機能を兼ね備えた複合フィルタとすることも可能である。尚、この例では撮像手段3の受光部は、先側部分4における受光用フィルタ12とCCD3aとの上下間の部分を指すが、以下においても診断対象からの光が撮像手段3に向かう部分を指す概念として用いている。ところで、図例の受光用フィルタ12は、上記のように、撮像手段3の受光部には特定波長域の光のみを通過させ、周辺部は照射手段2の光をそのまま通過させる構造とされているが、周辺部としては単にガラスや、その他照射光をそのまま通すような材質(空間も可)のものをここに充当させることができる。また、白色光のみを照射する場合は、受光用フィルタ12として、可視光のみを通す可視光フィルタを使用するのが望ましいが、単にガラスをこれに充当させることも可能である。

【0069】

図7は、上記診断用撮影器Aの使用状態を示す図であり、この診断用撮影器Aは、図に示すように、口腔内に先側部分4を挿入して診断対象としての歯14の診断が行えるものであり、前記制御ボックスHに接続されたモニター画面M(いずれも図2参照)に、撮像手段3による撮像画像を写しながら診断を行えるようになっている。そして、関心領域があれば、その箇所を撮影している状態で撮影スイッチ6を操作することにより、その箇所の静止画像を本体1若しくは制御ボックスHのメモリ18に記憶し、必要に応じて制御ボックスHに接続されたプリンタ(図示省略)にてプリントアウトすることができる。本診断用撮影器Aでは、照射手段2からの照射光を歯14に直接照射することができる。

【0070】

歯石、歯垢或いは歯蝕部分(病変部)がある歯牙に、波長が400nmの励起光を照射し、430nm以上の波長の光のみを通す受光用フィルタを撮像手段の受光部に装着して撮影すると、診断画像におけるこれら病変部はオレンジ色乃至橙色に視覚される。図6に、診断用撮影器Aで撮影された歯14のプリントアウト画像を示す。励起光による照射であれば、白色光による照射ほどではないが、歯全体は観察でき、その画像内で病変部(蛍光を発する部位)がオレンジ色乃至橙色に視覚される。図6において仮想線部が病変部である。

【0071】

また、可視光領域の照射光による可視光画像（実線で描かれた部分）に、励起光の照射によって発生する蛍光による蛍光画像のみ（仮想線で描かれた部分）を重畳させて表示することにより、両画像を重ねた状態の複合画像に形成すれば、図6はより診断価値のある画像となり、患者に対する説明用として最適である。

【0072】

これによれば、可視光によって撮影した歯牙表面部分の可視光画像の上に、蛍光によって明らかにされた表層に近い内部部分の、可視光画像では見え難い歯石、歯垢或いはう蝕（虫歯）等が鮮明に視認され、歯石、歯垢或いはう蝕（虫歯）等がどの部位に有るかが一目で判る。図6は、可視光画像と蛍光画像を重畳させているが、これら画像毎に個別に表示させて診断に使用することも可能である。しかし、蛍光画像では、う蝕（虫歯）等はくっきりと視認できるが歯牙の画像自体が鮮明でなく、一方可視光画像では歯牙の輪郭も鮮明であるので、これら両画像を重畳させることにより、両画像の不足部分を補い合うことになり、歯牙の輪郭が鮮明で且つ歯石、歯垢或いはう蝕（虫歯）等がくっきりとした、高品位の診断画像情報が得られる。このような画像を得るシステム及び原理の詳細は後記する。

【0073】

ここで、診断用撮影器Aを含むシステム全体構成の一例について説明すると、図8に示すように、大別して、本体1と制御ボックスHと表示部Mとに分かれており、本体1と制御ボックスHとの信号のやり取りは、送信機9と受信機46とによる無線（コードレス）式で行われる。尚、各構成部品は、図8において明示されているので、個々の名称説明は割愛する。

【0074】

本体1には、各種スイッチ6、7、15、16、マイコン17に相当する中央制御部、フィルタ切換え手段F（後記する）に相当する受光用フィルタ切換え制御部及び照射用フィルタ切換え制御部、照射用光源選択手段D（後記する）に相当する光源切換え制御部、CCDからの信号をビデオ信号に変換するビデオ回路等が搭載されている。制御ボックスHには、受信機46の他、指令操作部（各種スイッチ6、7、15、16に対応する部分）、制御部、画像処理部、メモリ18に相当する画像記憶部（画像記憶手段）、電源部が搭載されている。そして、液晶画面等の表示部Mと電源供給部（商用電源に接続されるコンセント等）とが制御ボックスHに接続されている。

【0075】

次に、パソコンpcを用いた診断用撮影器Aを含む有線式のシステム全体構成の一例を、図9に示す。この場合の本体1は、送信機9がケーブル等のリード線に代わる以外は図8に示すものと同じである。制御ボックスHには、指令操作部（図8に示すものと同じもの）と電源部とが搭載されている。パソコンpcには、制御部、画像処理部、メモリ18に相当する画像記憶部、電源部が搭載されている。パソコンpcには、表示部Mと電源供給部とが接続される。

【0076】

このように構成された撮影用診断器Aにおいては、後述するような種々の撮影形態が可能であるとともに、画像処理部（図8では制御ボックスHに、図9ではパソコンpcに夫々搭載されている）では、様々な画像の差分をとったり、重複画像を作成して、画像記憶部に記憶させることが可能になっている。

【0077】

光源選択スイッチ7は、3種のLED2a、2b、2c（図4に示すように各2個）の点灯状態を種々に切換えるスイッチである。即ち、光源選択スイッチ7の押し操作により、2個の白色LED2aのみが点灯する第1点灯状態、2個の赤外線LED2bのみが点灯する第2点灯状態、2個の紫外線LED2cのみが点灯する第3点灯状態、及び6個全てのLED2a～2cが点灯する全点灯状態との4状態が、順次切換わるロータリー型スイッチに構成されている。

【0078】

画像選択スイッチ15は、撮影スイッチ6の操作によって撮影されて、メモリ18に記憶されている診断画像の中から所望の診断画像を選択するものである。即ち、画像選択スイッチ15を押下げ操作する毎に、選択される診断画像が1個ずつ順次切換えられるようになっていく。従って、モニター画面Mを見ながら、画像選択スイッチ15を連続的に押下げ操作することにより、複数枚撮った診断画像の中から所望する診断画像を簡単にピックアップすることができる。パソコンなどを使用すれば、同時に複数の画像を表示することも可能である。

【0079】

自動シーケンス撮影スイッチ16は、自動撮影制御手段C（後記する）を選択して作動させるためのスイッチであり、この自動シーケンス撮影スイッチ16を操作しない状態では、前述の光源選択スイッチ7が機能する状態にされており、自動シーケンス撮影スイッチ16を操作（ON操作）することにより、光源選択スイッチ7の機能がキャンセルされ、かつ、自動撮影制御手段Cが作動する状態にされる。即ち、画像記憶手段B（後記する）は、自動シーケンス撮影スイッチ16の操作によって、予め特定された時間シーケンスを実行させて、波長が異なる照射光を選択的に駆動させる毎に、撮像手段3によって撮像された診断画像をメモリ18に順次記憶保持させる自動撮影制御手段Cを備えている。これらメモリ18を含む画像記憶手段B、自動撮影制御手段C、はマイコン17に装備されている。

【0080】

即ち、自動シーケンス撮影スイッチ16をON操作すると、図10に示すタイムチャートのように、白色、赤外線、紫外線の各LED2a~2cが時間t2のインターバルで時間t3の間照射されるサイクルが繰り返されるとともに、各LED2a~2cの照射開始から時間t1後に、撮像手段3によって撮像される画像をメモリ18に記憶させる動作が開始され、その記憶動作はLEDの照射終了と同時に終了する。これにより、白色LED2aのみの照射による撮像画像、赤外線LED2bのみの照射による撮像画像、紫外線LED2cのみの照射による撮像画像（通常の反射画像、蛍光画像）を、ごく短時間の間に連続して記憶させることができる。

【0081】

前記自動撮影制御手段Cが、撮影スイッチ6の操作によることなく自動的に制御を開始する構成としても良い。例えば、診断用撮影器Aを口腔内にて所望の箇所に移動させた後に、所定時間（例：1~2秒）停止させると、その所定時間停止を感知する（位置センサや揺れ検知センサ等を用いる）ことによって自動的に撮影がスタートするという動作シーケンスが考えられるが、その他でも良い。

【0082】

また、フィルタ切換えスイッチを操作すると、図15、16に示すように、複数設けた受光用フィルタ12について、本体に内蔵されたモータ28を使用して受光用フィルタ体12を回転させることにより、自動的に受光用フィルタ12の切換えを行うことができる構造とすることも可能である。受光用フィルタ12を切換えれば、照射光の影響を受けなくできるので、診断対象から発する蛍光画像はよりクリアーとなる。尚、図15、16に示す例の詳細は後記する。

【0083】

図6は、上述のように、可視光領域の照射光による撮影画像（実線で描かれた部分）に、励起光の照射によって発生する蛍光による撮影画像（仮想線で描かれた部分）を重畳した状態の複合画像をプリントアウトした例を示すが、このような画像を得る原理を説明する。LED2の照射光（励起光を含む）が診断対象である歯14に照射されると、それによって歯14から発生する蛍光を受光して所定の診断画像を撮影するのであるが、健康な歯の場合とう蝕された歯の場合とでは、蛍光の波長が異なっている。即ち、図11に示すように、波長406nmの照射光の場合、健康な歯の場合には蛍光の波長増加に伴って放射線強度Iは次第に低下する傾向を示しているが、う蝕された歯の場合には、蛍光の波長

に対する放射線強度 I は 3 箇所 (636 nm、673 nm、700 nm) にピークが出る蛍光スペクトルを呈する。また、実験によればこれ以外にもオレンジ色乃至橙色の蛍光も発することが確認されている。図 6 の画像を重畳させないで個別の画像として表示する事も出来る事は言うまでも無い。

【0084】

そこで、それらピークの波長による蛍光像部分だけを表示すれば、う蝕されたエナメル質像の部位が特定できる。また、蛍光像をその蛍光強度に応じて表示すれば、歯全体が写っている中で、う蝕部分だけを表示可能になる。励起光と白色光をパルス状 (図 10 参照) に照射すれば、蛍光画像と白色光による可視光画像の両方を得ることができ、蛍光画像でも歯全体が認識できる画像となるが鮮明でないので、蛍光を発している部位の輪郭部分を切り取るようにして抽出して、これと白色光による可視光画像とを中央制御部 17 により画像合成して重ねて表示すれば、図 6 に示すように、臨床価値のある撮影画像を得ることができるのである。これらの蛍光画像を得るには、蛍光像のみを通過させる受光用フィルタ 12 が選択的に用いられる。また、輪郭部分のみならず蛍光画像領域全体を合成に用いても良い。

【0085】

実際には、照射手段 2 から波長が 406 nm の光 (励起光) を歯牙 (診断対象部) に照射するようにし、撮像手段 3 の受光部には波長が 406 nm の光を通さない (430 nm 以上の波長の光のみを通す) 受光用フィルタ 12 を取り付け、撮像手段 3 ではう蝕されたエナメル質から発する上記蛍光による画像を撮像するようにすれば、影響の強い照射手段 2 からの励起光が撮像手段 3 に入光することがなく、極めて鮮明なう蝕に基づく蛍光画像が得られる。歯石や歯垢が付着している部位も同様にして検出することができる。

【0086】

尚、一般的に、図 11 及び図 12 に示す波長 488 nm の照射光によるグラフ (蛍光強度の対比グラフ) を対比すれば判るように、健康な歯 (健康なエナメル質) と、う蝕された歯 (う蝕されたエナメル質) とでは、照射する励起光の波長が異なれば発生する蛍光の波長毎の強度も変化する。

【0087】

照射手段 2 としては、幅広い波長の光を発するハロゲンランプやクリプトンランプ、又は単一波長の励起光を発する赤外線 LED 2 b や紫外線 LED 2 c、紫外線を出力するレーザ発振器 (半導体レーザ) 等を用いることができる。例えば受光用フィルタの選択によりそれらの赤外線像を撮像手段 3 で検出すれば、近赤外線は可視光と比較して透過特性が良いため、歯の内部をより詳細に観察することが可能になる。内部にまで至らない場合でも、歯の亀裂 (クラック)、歯石の付着状態、修復物と歯質との隙間等を、くっきりと観察することができる。また、紫外光による蛍光画像では、う蝕による蛍光像の診断が行い易い。従って、これらの異なる波長の照射手段と受光用フィルタ (照射手段の種類によっては照射用フィルタも) を診断目的に応じて使い分けしたり、重複画像とする事によって、最適な診断を行うことができる。なお、上記は、赤外線 LED を照射して受光フィルタの選択により赤外線像のみを撮像手段で検出する例を示したものであるが本発明はこれに限られるものではない。

【実施例 2】

【0088】

図 13 は、照射用光源選択手段 D (図 1 の光源選択スイッチ 7 に相当) の一例を示すものである。即ち、照射用光源選択手段 D は、LED からなる、赤外線、白色光、紫外線その 1、及び紫外線その 2 の 4 種類の発光部 (互いに波長の異なる光を照射する複数の発光部) 2 a ~ 2 d で成る照射手段 2 を構成し、それら複数の発光部 2 a ~ 2 d のうちからいずれか一つ (又は複数) の発光部 2 a ~ 2 d を選択的に駆動させるためのものであり、電源 8 と各発光部 2 a ~ 2 d の間に接続される四つのアナログスイッチ sw 1 ~ sw 4 と、4 個の光源選択スイッチ hs 1 ~ hs 4 と、スイッチ制御部 19 とを備えて構成されている。

【0089】

第1光源選択スイッチh s 1のON操作で、第1アナログスイッチs w 1を操作して赤外線LED 2 bを起動させることができ、同様に、第2光源選択スイッチh s 2のON操作で白色LED 2 aを、第3光源選択スイッチh s 3のON操作で紫外線その1 LED 2 cを、そして、第4光源選択スイッチh s 4のON操作で紫外線その2 LED 2 dを起動させることができる。この方式で任意の種類照射光を選択することが出来る。当然得られる診断画像は、照射光とフィルタに応じて異なる性質の診断画像となる。

【実施例3】**【0090】**

図14は、受光用のフィルタ切換え手段の一例を示すものであり、図例のフィルタ切換え手段Fは、カットオフ波長域の互いに異なる2個の受光用フィルタ12、12が両端に配置された支持枠（フィルタユニット）24を、撮像手段3（又は照射手段2）の光軸と平行な方向の軸の軸心P周りに手動で回転自在に装備されている。即ち、一方の受光用フィルタ12が図14に示す状態から、支持枠24を軸心P周りに180度回転させることにより、他方の（透光特性の異なる）受光用フィルタ12に切換えることができる。

【0091】

支持枠24は、軸心P部分と受光用フィルタ12、12との間に、貫通した窓部24 aを形成してあり照射手段2の光の透過の妨げとならないようにしてある。尚、支持枠24は、上記とは反対側に回転させても良いし、受光用フィルタ12を3個以上装備したものであっても良い。いずれの受光用フィルタ12、12も、軸心Pを中心とする同一円周上に配置されている。これを実施例2の光源選択スイッチの制御と組み合わせる事によって簡単に照射手段の変更とあわせて受光用フィルタの変更が簡単にできる。

【実施例4】**【0092】**

図15、図16は別の受光用のフィルタ切換え手段を示すものであり、図におけるフィルタ切換え手段Fは、複数の受光用フィルタ12を、撮像手段3又は照射手段2の光軸に直交する方向の軸の軸心Q周りに回転自在に、本体の先側部分4に外嵌装備されている。即ち、上下左右の4箇所、互いに異なる種類（透光特性の異なる）受光用フィルタ12が装備された四角筒状のカバー体（フィルタユニット）25を、先側部分4に回転自在に外嵌してあり、90度回転移動させることで、撮像手段3の直下に位置する受光用フィルタ12を、90度離れた隣の受光用フィルタ12に切換えることができる。

【0093】

カバー体25は、円筒状の先側部分4に周方向に回転自在に外嵌される両端の円筒部26と、その間で4個の受光用フィルタ12を有する略角筒状のフィルタ支持部27を備えた中空筒体状に形成されている。尚、図例の受光用フィルタ12は、照射手段2の各発光部に対応する位置を透孔として、発光部からの光をそのまま透過させるようにしているが、この透孔部分に照射手段用のフィルタを嵌め込んだり、或いは受光用フィルタ12をなくし、照射フィルタを組み込んで照射用フィルタ切換え手段として構成することが可能である。このカバー体25や前述した支持枠24に、受光用フィルタ12を撮像手段3に対応した正規の位置に係止維持させるべくデテント機構（凹凸による軽い嵌め合い部）を設けておけば好都合である。

【0094】

また、図16は、図15に示すフィルタ切換え手段Fによるフィルタ切換えが自動的に行えるようにした機構を示すものである。即ち、カバー体25を軸心Q周りに駆動回転させるステップモータ等の電動モータ28と、フィルタ切換えスイッチ29と、これの操作によるフィルタ切換え指令信号に基づいて電動モータ28を駆動制御してカバー体25を回転移動させる切換え制御手段30とを設けて、いわば半自動的なフィルタ切換え手段Fを構成している。

【0095】

電動モータ28の出力回転体28 aを、先側部分4に形成された図示しない貫通孔から

カバー体 25 の円筒部 26 に内接させてあり、フィルタ切換えスイッチ 29 を 1 回操作すれば、カバー体 25 を軸心 Q 周りに丁度 90 度回転移動するように、切換え制御手段 30 によって電動モータ 28 が制御され、受光用フィルタ 12 がその隣の受光用フィルタ 12 に切換えられえるのである。つまり、フィルタ切換えスイッチ 29 を操作するワンアクション操作のみで、簡単確実に迅速にフィルタ切換えが行える。

【0096】

つまり、複数の受光用フィルタ 12 を軸心 Q 周りに駆動回転させるモータ 28 を設けるとともに、フィルタ切換えスイッチ 29 の操作によるフィルタ切換え指令信号に基づいてモータ 28 を駆動制御して受光用フィルタ 12 を切換える切換え制御手段 30 を設けることでフィルタ切換え手段 F が構成されている。このように照射光の切換えと同期して受光用フィルタをモータで切換えすれば異なる種類の診断画像が容易に取得できる。図 15、16 の例は、受光用のフィルタ切換え手段として示しているが、同様の機構を照射用のフィルタ切換え手段に適用することもできる。照射手段 2 として、幅広い波長を有する（白色光）ハロゲンランプや白色 LED を用いて可視光画像を得ることを目的とする場合は、照射用のフィルタは不要であるが、LED や半導体レーザなどを用いて特定の波長の光を照射することを目的とする場合は、照射手段 2 に対して照射用フィルタを切換え自在に装備させることは有効である。

【0097】

図 17 は、図 16 に示されるフィルタ切換え手段 F を照射用フィルタの切換えに適用した例を示す制御ブロック図であり、フィルタ切換えスイッチ 29 の操作等によるフィルタ切換え指令信号が、照射手段 2 の照射信号に同期して制御されるよう構成されている。即ち、図 17 に示すように、照射スイッチ 45（図 13 に示す光源選択スイッチ $hs1 \sim hs4$ と機能的に同じもの）を人為操作によって ON 操作すると、アナログスイッチ $sw1$ が ON となって白色 LED 等の照射手段 2 が点灯し、かつ、その点灯した照射手段 2 に見合った（照射スイッチ 45 に見合った）照射用フィルタ 13 が選択設定されるよう、モータ 28 が駆動されて所望の照射用フィルタ 13 に切換えられる状態に制御される。つまり、図 17 では 1 個の照射スイッチ 45 を設けて、選択操作された照射スイッチ 45 に応答する照射手段 2 の照射と照射用フィルタ 13 が自動的に選択設定される構造である。このような切換え制御のシーケンスは、受光用フィルタの切換えにも適用され得ることは言うまでもない。この例では、白色 LED を照射光源とする例について説明したが、ハロゲンランプでも同様に採用できるものである。

【0098】

図 18 には、図 17 に示されるフィルタ切換え手段 F による、照射スイッチ 45、アナログスイッチ $sw1$ 、及びモータ 28 に関するタイムチャートが示されている。つまり、照射スイッチ 45 の ON 操作に同期してアナログスイッチ $sw1$ が ON 操作され、それによってモータ 28 も同期して駆動される状態を表している。但し、モータ 28 への通電時間は、アナログスイッチ $sw1$ の ON 時間よりも若干長く設定してあり、照射用フィルタ 13（受光用フィルタにも適用可）の切換え作動が確実に行われるようになっている。

【実施例 5】

【0099】

図 19 (a)、(b)、(c) はフィルタ着脱手段の一例を示すものであり、図例のフィルタ着脱手段 E は、ガラスやプラスチックで成る単体としての受光用フィルタ 12 を、スライドによって取外し及び装着自在にとするためのレール溝 31 が、先側部分 4 に形成されている。即ち、先端側ケース 5c（先側部分 4 の一部を構成）における底面側に、一対の隆起部 32 を形成し、各隆起部 32 に板状の受光用フィルタ 12 の端部を嵌合させる為の凹状レール溝 31 を形成してある。

【0100】

従って、診断用撮影器 A の長手方向に沿うスライド移動により、受光用フィルタ 12 を、撮像手段 3 を構成する CCD 3a の直下の所定位置に装着したり、先側部分 4 から離脱したりすることが自在になされる。これによれば、受光用フィルタ 12 単品での交換、並

びに種類の異なる他の受光用フィルタへの交換が自在であり、構造簡単で廉価に、しかも先側部分4のコンパクト性を維持しながら、受光用フィルタ12の着脱が行える利点がある。ここでのフィルタ着脱手段Eも、照射用のフィルタにも適用可能であることは言うまでもない。

【実施例6】

【0101】

図20(a)、(b)は、フィルタ着脱手段の別の例を示すものであり、図例のフィルタ着脱手段Eは、受光用フィルタ12(照射用にも適用可)を有した解放箱状のカバー体33から構成されている。つまり、カバー体33を、図2~図4に示す先側部分4に丁度嵌まる状態の形状に形成された合成樹脂製の本体34と、これに装着される受光用フィルタ12とから構成してあり、この例の場合も、上記同様、受光用フィルタ12を、撮像手段3を構成するCCD3aの直下の所定位置に装着したり、先側部分4から離脱したりすることが自在になされる。従って、このカバー体33は、先側部分4の一部を構成するアタッチメントと言うこともできる。また、この受光用フィルタの着脱機構と前述した実施例2に示した照射用光源の選択照射とを組み合わせると非常に有効である。

【実施例7】

【0102】

図21(a)、(b)は、先側部分4自体を、本体1に対して着脱自在に構成した診断用撮影器Aを示す。即ち、先側部分4の根元側に中空状の嵌合部35を形成するとともに、その嵌合部35に内嵌自在な突出部36を本体1の先端側に形成している。嵌合部35内には複数の雄電極37が、かつ、突出部36には対応する複数の雌電極38が夫々配備されている。

【0103】

従って、嵌合部35と突出部36とを嵌合させると、雄雌電極37、38同士も同時に接続されて先側部分4を本体1に装着できるとともに、嵌合部35を突出部36から抜き出せば、雄雌電極37、38同士も同時に接続が解除されて先側部分4を本体1から分離させることができる。尚、図示は省略するが、先側部分4をヘッド部と基部とに更に分離可能とし、ヘッド部にはフィルタやミラー等の光学系及び照射手段を、基部側にCCDを配設し、診断時にはヘッド部を適宜交換使用できるようになすことも可能である。

【実施例8】

【0104】

図22は、診断用撮影器Aを、先側部分4が本体1に対して若干角度が付いた歯科用コントラアングルハンドピース状に構成した例を示している。撮像手段3としてのCCD3aは、図23(a)に示すように、先側部分4における平面視で円形状のヘッド部39の中心で内部に配置され、そのCCD3aの下端には、光ガイド(光学手段)42を介してレンズ(受光用フィルタ12の一例とすることも可能である)40が配置されている。レンズ40の本体1側には、レンズの光軸に対して若干角度が付けられた状態でLED(照射手段2の一例)41が装備された発光部43が配備されている。この例では、CCD3a、光ガイド42及びレンズ40が撮像手段3を構成する。

【0105】

LED(照射手段)41は、図23(b)に示すように、横長形状のものを1個配置する構造や、図23(c)に示すように、円形のものを並べて2個(又は3個以上)配置する構造のいずれでも良い。また、より小型のLED(照射手段)44を、図24(a)、(b)に示すように、撮像手段の受光部であるレンズ40の周囲に、レンズ40を取り囲むように多数配置する構造でも良い。この場合、赤外線LEDや青色LEDといった種々のLED44を配置し、かつ、種々の点灯状態ができるようにしておけば好都合である。

【実施例9】

【0106】

図25は、診断用撮影器Aの別形状の例を示すものであり、図に示すように、先側部分4がその根元側より膨張せず、寧ろ先細りとなる形状の診断用撮影器Aとして構成されて

いる。この場合、先側部分 4 の下面先端内に装備された撮像手段 3 としての CCD 3 a に対して、照射手段 2 は、本体 1 側に設置され、かつ、診断対象 1 4 により反射した反射光が受光用フィルタ 1 2 に入るよう、照射手段 2 からの照射光の光路に角度を付けて配置されている。

【実施例 10】

【0107】

図 26 は、フィルタ切換え制御シーケンスの別の例を示すものであり、フィルタ切換え指令信号が、照射手段選択手段の入力信号に同期され、かつ、選択された照射手段に対応した受光用フィルタ 1 2 (照射用フィルタにも適用可) に切換わるように制御されるフィルタ切換え手段 F の例を示している。即ち、そのフィルタ切換え手段 F は、図 26 に示すように、4 個の光源選択スイッチ $h s 1 \sim h s 4$ (照射スイッチ 4 5、及び照射用光源選択手段 D に相当)、4 個のアナログスイッチ $s w 1 \sim s w 4$ 、切換え制御手段 3 0、4 個の受光用フィルタ 1 2 を回転させて切換えるためのモータ 2 8 等から構成される。

【0108】

例えば、第 2 光源選択スイッチ $h s 2$ を人為 ON 操作すると、第 2 アナログスイッチ $s w 2$ が電氣的制御によって ON 操作され白色 LED 2 a が点灯するとともに、モータ 2 8 を駆動させて、その白色 LED 2 a に見合った受光用フィルタ 1 2 を設定するように、切換え制御手段 3 0 が機能する。この例では、フィルタ切換え指令信号は光源選択スイッチが出し、切換え制御手段 3 0 が照射用光源選択手段 D として機能している。

【0109】

撮影スイッチ 6 の操作によって、予め特定された時間シーケンスを実行させて、波長が異なる照射光を選択的に照射させる毎に、撮像手段 3 によって撮像された診断画像をメモリ 1 8 に順次記憶保持させる自動撮影制御手段 C (いずれも図 2 或いは図 8、図 9 参照) を備えた診断用撮影器 A としても良い。例えば、図 26 において、本体 1、制御ボックス H (いずれも図 2 参照)、又はフットペダル (図示省略) に、切換え制御手段 3 0 に接続される撮影スイッチ 6 を設ける。尚、切換え制御手段 3 0 はマイコン等から構成されるスイッチ制御及び、フィルタ切換用モータ制御部 1 7 に包含されているが、独立させて設けても良い。

【0110】

さて、撮影スイッチ 6 を ON 操作すると (又は、本体 1 を 2 秒以上停止させると) スイッチ制御及び、フィルタ切換用モータ制御部 1 7 (図 2 或いは図 8、図 9 参照) による撮影シーケンスが開始される。具体的には、図 27 に示すように、撮影スイッチ 6 の ON 作動に伴って第 1 アナログスイッチ $s w 1$ が一定時間 ON 操作され、かつ、モータ 2 8 が駆動されて対応する受光用フィルタ 1 2 に切換えられるとともに、モータ 2 8 停止のしかる後 (第 1 アナログスイッチ $s w 1$ の ON 開始から時間 $t 1$ 後) から第 1 アナログスイッチ $s w 1$ の OFF 操作時まで亘って赤外線 LED 2 b による撮影画像がメモリ 1 8 (同上) に記憶される。

【0111】

そして、第 1 アナログスイッチ $s w 1$ の OFF から時間 $t 2$ 後に、第 2 アナログスイッチ $s w 2$ の ON 作動が開始され、同様にして今度は、白色 LED 2 a による撮影画像がメモリ 1 8 に記憶される。以後、同様にして、紫外線 LED 1 (2 c) による撮影画像、紫外線 LED 2 (2 d) による撮影画像、が順次取り込まれてゆく。尚、図 27 では、簡単のため、第 4 アナログスイッチ $s w 4$ に関する記載は省いてある。

【0112】

フィルタ切換え指令信号が、撮影スイッチ 6 の入力信号に応じて予め特定された照射用光源からの撮影シーケンスに従って選択された照射用光源の照射に同期し、かつ、撮影シーケンスに対応した照射用光源の照射と対応する受光用フィルタの切換えが行えるように制御される診断用撮影器 A としても良い。例えば、図 26 における 4 個の光源選択スイッチ $h s 1 \sim h s 4$ を、1 個ずつ自動的に順次 ON 操作する図示しない機構 (4 個のスイッチを電動モータで順次切換える構造等) を設けるとともに、本体 1、制御ボックス H (い

ずれも図2参照)、又はフットペダル(図示省略)に、切換え制御手段30(図16参照)に接続される撮影スイッチ6を設ける。

【0113】

この診断用撮影器Aによる撮影時の作用を説明すると、まず、撮影スイッチ6をON操作するに伴ってマイコン17が作動し、図28に示すように、光源選択スイッチhs1~hs4が、一定間隔ごとに順次ON操作される自動制御状態になる。即ち、最初に第1光源選択スイッチhs1がON操作されると、受光用フィルタ12が赤外線LED2b用に切換わり、かつ、第1アナログスイッチsw1が導通して赤外線LED2bによる照射撮影状況となり、次いで、同様にして白色LED2aによる照射撮影状況、紫外線LED1(2c)による撮影状況、紫外線LED2(2d)による照射撮影状況が、この順で繰り返される自動運転モードになる。従って、メモリ18に取り込まれる画像は、4種の照射用発光部2a~2dを順次用いて撮像手段3が撮影したものとなる。これらの画像間で画像処理を行って前記モニターMで表示することができる。

【0114】

また、診断用撮影器Aが、照射手段として青色LEDを有して、光重合照射器として使用可能に構成されたものでも良い。これによれば、青色LED(発光ダイオード)を照射用発光部に加えることにより、単なる診断用撮影器であるだけでなく、例えば、歯牙に充填された光重合樹脂を硬化させる為の光重合照射器としても使用できるので、撮影器でありながら治療器の機能を有する便利で優れたものにできる。これによって、診断撮影を行いながら、他の器具に持ち替えることなく一つの器具で上記硬化治療も引き続いて行うことが可能になる。

【実施例11】

【0115】

フィルタの種々の例を、図29(a)(b)、図30(a)(b)及び図31(a)(b)を参照して説明する。図29(a)は、照射用光源近傍(直下)となるリング状部分は、透明なガラスや合成樹脂で成る支持材部分11sで、かつ、撮像手段の近傍(直下)となる中央部分が、受光用フィルタ12に形成された円板状のフィルタ11を示す。図29(b)に示すように、受光用フィルタ12のみで成るフィルタ11でも良い。照射用フィルタ13の例としての図30(a)は、撮像手段近傍(直下)となる中央部分が、透明なガラスや合成樹脂で成る支持材部分11sに、かつ、その外周側に配置された照射用光源の近傍となる外側リング状部分が照射用フィルタ13に形成された円板状のフィルタ11を示す。図30(b)に示すように、リング状の照射用フィルタ13のみで成るフィルタ11でも良い。また、図31(a)に示すように、円板状支持部分11sの中央部分の表面にフィルタ部材がコーティングされて成る受光用フィルタ12や、図31(b)に示すように、円板状支持部分11sの外周部分の表面にリング状にフィルタ部材がコーティングされて成る照射用フィルタ13でも良い。また、図31(a)(b)のコーティングによる受光用フィルタ12及び照射用フィルタ13が、1枚の円板状支持部分11s上に複合形成されたものでもよい。

【実施例12】

【0116】

図32は、照射手段が着脱自在とされた例を示すものである。図における診断用撮影器Aは、手指によって支持自在な本体1に、撮像対象を撮影するための撮影部50を設け、この撮影部50には、光を撮像対象に照射するための照射手段2と、撮像手段3としてのCCD3a、特定波長の光のみを通過させてCCD3aに送るための受光用フィルタ12(撮像手段3を構成)とが配備されるとともに、照射手段2が撮影部50に着脱自在に配備された構造とされている。

【0117】

即ち、先端側ケース5cには、CCD3aの直下において受光用フィルタ12を支持する環状の受部57が形成されるとともに、その受部57の周囲近傍位置には、一対の受電極58が陥没装備されている。これら受電極58に対応して電氣的に接触する一対の凸電

極 55 を有した環状支持部材 53 が、先端側ケース 5c に固着されたゴム製の内径が伸縮自在な環状装着部材 51 に対して、着脱自在に嵌め込み装備されており、この環状支持部材 53 の下面側には、一対の凸電極 55 に導通接続された複数の LED (照射手段) 2 が設けてある。61 は、照射手段 2 或いは CCD 3a 用のリード線である。

【0118】

従って、支持部材 53 を環状装着部材 51 に嵌め入れて装着すれば、それに伴って各凸電極 55 が、対応する受電極 58 に接触して電氣的導通状態になるとともに、支持部材 53 を環状装着部材 51 から取出せば、各凸電極 55 と受電極 58 との導通状態も断絶されるようになっていく。故に、異なる色の LED 2 やその他の照射手段 2 を装備した種々の支持部材 53 を予め用意しておけば、支持部材 53 の付替えによって、照射手段 2 を簡単に異なる仕様に変更設定することができる。尚、受光用フィルタ 12 を支持する例で述べたが、照射用のフィルタでもこのような支持構造を適用できることは言うまでもない。

【実施例 13】

【0119】

図 33 は、照射手段とフィルタとが一体で着脱自在とされた例を示すものである。図における診断用撮影器 A は、照射手段 (LED) 2 と受光用フィルタ 12 とが一体で撮影部 50 に着脱自在に配備されている構造とされている。この例では、受光用フィルタ 12 が撮影部 50 に着脱自在に配備される構造も含んでいる。図 33 に示すものは、基本的には図 32 に示すものと同様であり、異なる点は、支持部材 53 の形状を変更して、照射手段 2 と受光用フィルタ 12 との双方を支持する構造としたことである。その他の構成は図 32 に示す例と同様であるので、共通部分には同一の符号を付しその説明を割愛する。尚、支持部材 53 をゴム製として、支持部材 53 に対して受光用フィルタ 12 を着脱自在に装備する構造としても良い。この支持構造も、照射用のフィルタの支持に適用できることは言うまでもない。

【0120】

図 33 に示す診断用撮影器 A では、支持部材 53 の環状装着部材 51 への装着に伴って、照射手段 2 と受光用フィルタ 12 とを撮影部 50 に装着でき、支持部材 53 の環状装着部材 51 からの取り外しに伴って、照射手段 2 と受光用フィルタ 12 とを撮影部 50 から取り外すことができる。つまり、手指によって支持自在な本体 1 に、光を診断対象に照射するための照射手段 2 と、撮像手段 3 としての CCD 3a と、特定波長の光のみを通過させて CCD 3a に送るための受光用フィルタ 12 とが配備されるとともに、照射手段 2 が受光用フィルタ 12 (撮像手段 3 の一部を構成) とともに本体 1 に着脱自在に配備されている診断用撮影器 A である。

【0121】

この構造によれば、支持部材 53 の着脱により、受光用フィルタ 12 の交換や仕様変更が容易に行えるとともに、LED 2 (即ち、照射手段 2) を如何様にも変更設定することができる。従って、色々な波長の光を用いて診断することができるので、より便利で使い易い診断用撮影器 A が得られる。

【実施例 14】

【0122】

図 34 は、図 5 に示す先端側ケースの変形例を備えた診断用撮影器を示すものである。図例の診断用撮影器 A は、先端側ケース 5c に、CCD (撮像手段) 3a への導光路である開口 54 と、その周囲に形成された環状の段差開口部 52 とを形成し、その段差開口部 52 に、受光用フィルタ 12 (撮像手段 3 の一部を構成) と、これの周囲に配置された複数の LED (照射手段) 2 とを備えた支持部材 53 を同時に先端側ケース 5c から着脱自在に設ける構造とされている。尚、図示は省略するが、LED 2 に対する一対の端子電極は、支持部材 53 の外周と、段差開口部 52 の内周とに設けることにより、支持部材 53 の装着に伴って導通接続され、取り外しに伴って導通が断絶される。その他の構成は図 5 に示すものと同じであるので、共通部分に同一の符号を付し、その説明を割愛する。

【実施例 15】

【0123】

図35は、撮像手段が光路変更手段を備えた例を示す部分切欠部分縦断面図であり、図36はその底面図である。図における診断用撮影器Aは、本体1の先側部分4内に、撮像手段3としてのCCD3aがその光軸を本体1の長手方向に沿った状態で配設され、また先側部分4の先端側内面には、上記光軸に対して略45度の角度となるように光路変更手段としてのミラー（或いはプリズム）81が取付けられ、このミラー81とCCD3aとの間の内筒部が、撮像光の導光路80とされている。この導光路80にはリレーレンズ82及び光軸に沿って移動可能なリレーレンズ83が配され、上記ミラー81、リレーレンズ82、83によって、光学画像をCCD3aに結像させる為の光学系が構成されている。このCCD3aと光学系により撮像手段3が構成される。

【0124】

筒状の先側部分4の途中であって、上記リレーレンズ82の前側（先端側）近傍には、受光用フィルタ12が着脱可能に装着されている。12aは、受光用フィルタ12の脱け出しを抑えるキャップである。従って、波長特性の異なる各種受光用フィルタを用意しておけば、診断目的に応じたフィルタ交換が簡易になされる。上記リレーレンズ83に光軸方向に沿った適宜移動機構を付加すればズーム機構が構成される。リレーレンズ82、83は、図面上凸レンズとして示しているが、凸レンズに限定されるものではなく、光学画像を伝える機能があればどのようなレンズであっても良いことは言うまでもない。

【0125】

先側部分4には、上記光軸に略直交する方向に開口する入光用の開口部84が形成され、この開口部84と上記導光路80とが連通するよう構成されている。開口部84の周辺部には、複数の（図例では4個の）LED（照射手段）2を周方向に沿って隔設した環状支持部材85が着脱自在に取付けられている。環状支持部材85の背面には上記各LED2に対応する雄型受電極86が形成され、環状支持部材85を先側部分4に装着した時には、先側部分4に形成された雌型供給電極87と電氣的に接合するようになされている。複数のLED2は上記同様異なる波長の光を発する複数種のLEDの組合せで構成し、これらの適宜時間シーケンスに基づく起動発光制御により、多様な診断画像情報を得るようになることが可能である。勿論、上記複数のLED2のうちのいずれかを選択照射するようにし、その選択したLED2に応じた波長特性の上記受光フィルタ12を選択装着するようになることも可能である。上記雌雄の電極86、87の嵌合接合関係は、環状支持部材85の着脱機構を構成するものとし、ワンタッチで照射手段2の取付けが可能となる。また、異なった種類のLED2を備えた別の環状支持部材85を準備しておけば、これらを選択交換することにより、一層多面的な診断画像情報を得ることができる。

【0126】

斯くして、照射手段2から照射された光は、歯牙等の診断対象部位に照射され、照射手段2の種類に基づく診断対象部位の波長特性に応じて、診断対象部位からは反射光或いは蛍光等が放射される。これらの放射に基づく光学画像光は開口部84から先側部分4内に入光し、ミラー81で90度に反射され、受光用フィルタ12を透過し、導光路80を進行しながらリレーレンズ82、83で集光され、CCD3aに結像される。尚、受光用フィルタ12の取付位置は図例に限らず、導光路80上であれば任意の位置が可能である。また、照射手段2に対する電線の連結手段を別に設けることにより、雌雄電極86、87に代えて、他の接合手段も採用可能であることは言うまでもない。

【0127】

上記の診断用撮影器Aの使用態様において、まず、通常の可視光画像を撮影する場合には、照射用光源2を白色LEDとし、受光用フィルタ12はなしとする。次に、歯石や歯垢等を撮影する場合には、波長が375±25nmの光を出す照射手段2に設定し、かつ、受光用フィルタ12は、430nm以上の波長の光を通過するものに設定する。このように、照射手段2から励起光を照射し、CCD3aにおいて蛍光画像を得たい場合は、受光用フィルタ12として、照射された励起光をカットするようなフィルタを用いて励起光の影響を回避するようになること等は上記と同様である。また、光重合用には、一例とし

て波長が 480 ± 20 nmの光を出す照射手段2に設定する。この場合、受光しないのでフィルタは不要である。

【0128】

図37は、上記光路変更手段を採用した診断用撮影器Aの変形例を示すものであり、先側部分4における上記同様の開口部84の周辺に複数のLED（照射手段）2を配置し、この開口部84に受光用フィルタ12及び照射用フィルタ13が一体とされた複合フィルタ11が支持部材88で支持された状態で着脱自在に装着されている。照射用フィルタ13は照射手段2の発光面に対面するよう、また受光用フィルタ12は導光路80における開口部84を覆うよう配置される。これらのフィルタ機能も上記と同様であるのでその説明は割愛する。

【0129】

このように、光学系を介して光学画像をCCD3aに結像させるような構成を採用すれば、CCD3aを先側部分4の先端側に設ける必要がなく、先端側にはミラー81等を配するだけであるから、先側部分4の先端側を高低く設計することができ、口腔内に挿入して使用される歯科用の撮影器としての適性が増大し、その実用価値は頗る大である。

【実施例16】

【0130】

図38は、実施例15と同様に撮像手段が光路変更手段を備えると共に、先側部分4が、ヘッド部4aと基部4bとに分離可能とされた例を示すものであり、実施例15と共通する部分には同一の符号を付している。即ち、筒状ヘッド部4aの内面には、上記光軸に対して略45度の角度となるように光路変更手段としてのミラー（或いはプリズム）81が取付けられ、一方先側部分4の筒状基部4b内にはCCD3aが設置されており、ヘッド部4aと基部4bとを後記する結合手段90を介して結合した時には、このミラー81とCCD3aとの間の内筒部が、撮像光の導光路80とされている。

【0131】

この導光路80に沿ってヘッド部4a内にはリレーレンズ82が、基部4b内には光軸に沿って移動可能なリレーレンズ83が夫々配され、上記ミラー81、リレーレンズ82、83によって、光学画像を撮像手段3に結像させる為の光学系が構成されている。ヘッド部4aの上記光軸に略直交する方向に開口する入光用の開口部84が形成され、この開口部84と上記導光路80とが連通するよう構成されている。リレーレンズ82の前側（先端側）近傍には、受光用フィルタ12が装着されている。

【0132】

開口部84の周辺部には、複数のLED（照射手段）2が周方向に沿って隔設されている。この各LED2にはヘッド部4aの壁部内に埋設されたリード線91a…が接続され、更にこのリード線91a…はヘッド部4aの基部4b側端面に突出する雄型電極91…に接続されている。一方、基部4bのヘッド部4a側端面にはこの雄型電極91…に対応して雌型電極92…が凹設されており、これら雌型電極92…は基部4bの壁部内に埋設されたリード線92a…を介して、本体1内の不図示の電源部に接続されている。

【0133】

上記雄型電極91…と雌型電極92…との嵌合関係によりヘッド部4aと基部4bとの結合手段90が構成されると共に、両電極の電気的接合部が形成される。従って、ヘッド部4aの手操作により、基部4bに対する着脱が簡易になされる。これにより、雄型電極91…及び雌型電極92…が電気的に接合され、前記スイッチの適宜操作により、上記電源部からLED2に電源供給がされ、これらの起動発光がなされる。

【0134】

上記のような構成において、波長特性の異なる種々の受光用フィルタ12と、発光特性の異なる種々のLED2とを組合わせた種々のヘッド部4aを準備しておけば、これらヘッド部4aを結合手段90を介して基部4bに対して適宜選択装着することにより、診断対象の状態或いは診断目的に応じた多面的な診断撮影を実施することができる。

【0135】

即ち、LED 2を白色LEDとし、受光用フィルタ12がない（単なるガラスも含む）ヘッド部4aを用いれば、診断対象からの反射光による可視光画像が得られ、またLED 2を励起光用LEDとし、励起光をカットする受光用フィルタ12を装着したヘッド部4aを用いれば、診断対象の鮮明な蛍光画像が得られる。更には、LED 2を赤外線用LEDとし、照射赤外線光による診断対象部位からの反射光のみを通す受光用フィルタ12を装着したヘッド部4aを用いれば、鮮明な赤外線反射画像を得ることができる。この場合、反射画像を得るのであるから、本来受光用フィルタは不要とされるが、強い太陽光が撮像手段3に入光すると、太陽光によって赤外線反射画像がマスクされてしまう為、このような受光用フィルタ12が必要とされる場合がある。

【0136】

また、1つのヘッド部4aに、発光特性の異なる複数のLED 2を取り付けてこれらを適宜発光制御可能とし、且つ、波長特性の異なる複数の受光用フィルタ12を付け替え可能として、前記と同様に診断対象部位の状態や、診断目的に応じて多様な診断画像情報を得るようになることもできる。本実施例の診断用撮影器Aは、実施例15の診断用撮影器Aの効果に加えて、より多様な診断画像情報が得られる点で特筆されるものである。その他、実施例15における照射手段2の着脱機構や、複合フィルタ11の着脱機構等も本実施例に採用可能であることは言うまでもない。また、実施例15及び16の診断用撮影器Aに、前記各実施例の機構や制御システム等を選択的に適用し得ることも言うまでもない。

【実施例17】

【0137】

図39～図41は、デンタルミラー型の診断用撮影器の例を示し、図例の診断用撮影器Aは、手指によって把持される支持棒部71の先端に取付けられた枠体72に、LED（照射手段）2、CCD（撮像手段）3a、受光用フィルタ12を配置して、コンパクトなデンタルミラー型に構成されている。枠体72は、円形の底壁72a、筒状の外周壁72b、及び筒状の仕切り壁72cから構成され、外周壁72bと仕切り壁72cとの間に4個のLED 2が配置され、仕切り壁72cの内側にCCD 3aが配置されている。

【0138】

4個のLED 2は、CCD 3aの軸心回りに90度ごとに等間隔配置されており、外周壁72bと仕切り壁72cとの間に装備される円環状の透明ガラス73によってカバーされている。仕切り壁72cの内側には、カバーを兼ねる状態で、CCD 3aに対する円盤状の受光用フィルタ12が装備されている。このように、非常にコンパクトな診断用撮影器Aであるから、デンタルミラーを使うのと同じ操作で、操作性良く簡単に口腔内等の診断対象部位（撮影対象）を撮影することができる。尚、透明ガラス73の一部を照射用のフィルタとしてもよい。

【0139】

上記で述べた診断用撮影器Aの外形状としては、撮像手段3や照射手段2が本体1の長手方向に直交する構成（図1～図5）又は角度を付けた屈曲型の構成の他、先端部に、本体の長手方向に沿う方向に撮像手段及び照射用光源を配備した直線型の構成（実公平6-30163）でも良い。また、図2に示す制御ボックスHを、携帯電話やこれ程度の表示機能、コントロール機能を有した超コンパクトなものに構成して、本体1に接続してあるような診断用撮影器も可能である。

【0140】

照射手段2としては、励起光（好ましくは単一波長の励起光）、赤外光、紫外光のうちの一つ以上を照射するものであれば良いが、LED、レーザ発振器（He-Neレーザ、クリプトンレーザ、色素レーザ等）、又はハロゲンランプのいずれかであっても良い。また、波長切換え式のLEDやレーザ発振器であっても良く、その波長切換え式のレーザ発振器（半導体レーザ）の例としては、例えば、特開平6-112589号公報、特開2002-125982号公報において開示されたものが知られている。LEDやレーザ発振器は、赤外、近赤外、紫外、近紫外のみならず、可視光領域である赤色、橙色、紫色、青

色、緑色の領域を持つものでも良い。

【0141】

この診断用撮影器Aでは、白色光源により得られる画像以外に、浸透性の強い赤外光等を使用して得られる、撮影対象から発生する反射光や、励起光を照射して励起される蛍光を受光することで、う蝕、初期う蝕の検出、う蝕の度合いの観察、う蝕の進行確認、歯の変質、歯肉の変化を撮影して診断することができるとともに、破損の有無、歯石の有無、歯石の付着状況、修復物の装着具合等も診断でき、口腔内観察、及び診断用固体撮像素子として用いることができるものを、小型でローコスト、取扱い易い便利なものとして提供することができる。つまり、照射手段によって照射されて診断対象から及んでくる反射光及び／又は励起光によって発生する蛍光を撮像手段で受光して、所定の診断画像を形成できるから、歯表面の傷、内部のう蝕、歯肉の状況を即座に簡単、便利に知ることができ、コンパクトなカメラ型撮影器でありながら的確な診断を下すことができる極めて有用性の高いものである。

【図面の簡単な説明】

【0142】

- 【図1】本発明の診断用撮影器の一例を示す平面図である。
- 【図2】同診断用撮影器の長手方向に沿った縦断面図である。
- 【図3】図4におけるX-X線縦断面図である。
- 【図4】同本体先側部分の拡大底面図である。
- 【図5】同先側部分の部分縦断部分切欠正面図である。
- 【図6】口腔内における歯の撮影画像の一例を示す図である。
- 【図7】診断用撮影器による口腔内の診断状況を示す作用図である。
- 【図8】コードレス式診断用撮影器を用いたシステム全体を示すブロック図である。
- 【図9】有線式診断用撮影器及びパソコンを用いたシステム全体を示すブロック図である。
- 【図10】各発光源の照射タイムチャートを示す図である。
- 【図11】励起光の照射によるう蝕歯と健康歯の放射線強度の対比グラフを示す図である。
- 【図12】励起光照射によるう蝕歯と健康歯との相対蛍光強度グラフを示す図である。
- 【図13】照射用光源の切換え構造の一例を示す制御ブロック図である。
- 【図14】フィルタ切換え手段の別構造を示す底面図である。
- 【図15】フィルタ切換え手段の別構造を示す要部の断面図である。
- 【図16】図15の側面図及び自動的なフィルタ切換え手段のブロック図である。
- 【図17】照射スイッチ操作で光源及びフィルタが自動設定される制御ブロック図である。
- 【図18】光源選択とフィルタ切換えとの同期タイムチャートを示す図である。
- 【図19】フィルタのスライドによる着脱構造を示し、(a)は先端部の一部切欠きの正面図、(b)は一部切欠きの側面図、(c)はレール溝の拡大図である。
- 【図20】フィルタ部分の着脱構造を示し、(a)はカバー体の底面図、(b)はカバー体の断面側面図を示す。
- 【図21】先端部の着脱自在構造を示し、(a)は撮影器先端側の側面図、(b)は分離された状態の分解斜視図である。
- 【図22】別実施例野診断用撮影器を示す側面図である。
- 【図23】図22の先端部構造を示し、(a)は側面図、(b)は部分底面図である。
- 【図24】図22の先端部の別構造を示し、(a)は側面図、(b)は部分底面図である。
- 【図25】別実施例の診断用撮影器を示す全体側面図である。
- 【図26】照射用光源の切換え構造の他の例を示す制御ブロック図である。

【図 27】 撮影スイッチ操作に伴う撮影シーケンスのタイムチャートを示す図である。

【図 28】 複数の光源選択と複数のフィルタ切換えとの同期タイムチャートを示す図である。

【図 29】 (a)、(b) 共に、受光用フィルタの代表例を示す斜視図である。

【図 30】 (a)、(b) 共に、光源用フィルタの代表例を示す斜視図である。

【図 31】 (a) はコーティングによる受光用フィルタ、(b) はコーティングによる光源用フィルタを夫々示す斜視図である。

【図 32】 照射手段が着脱自在な構造の撮影部の断面図である。

【図 33】 照射手段とフィルタとが一体で着脱自在な構造の撮影部の断面図である。

【図 34】 照射手段とフィルタとが一体で着脱自在な別構造の撮影部の断面図である。

【図 35】 光路変更手段を採用した診断用撮影器の部分切欠部分縦断面図である。

【図 36】 同底面図である。

【図 37】 同変形例の要部を示す図である。

【図 38】 光路変更手段を採用した診断用撮影器の別実施例の図 35 と同様図である。

【図 39】 デンタルミラー型診断用撮影器の一部切欠きの側面図である。

【図 40】 図 37 の診断用撮影器の要部平面図である。

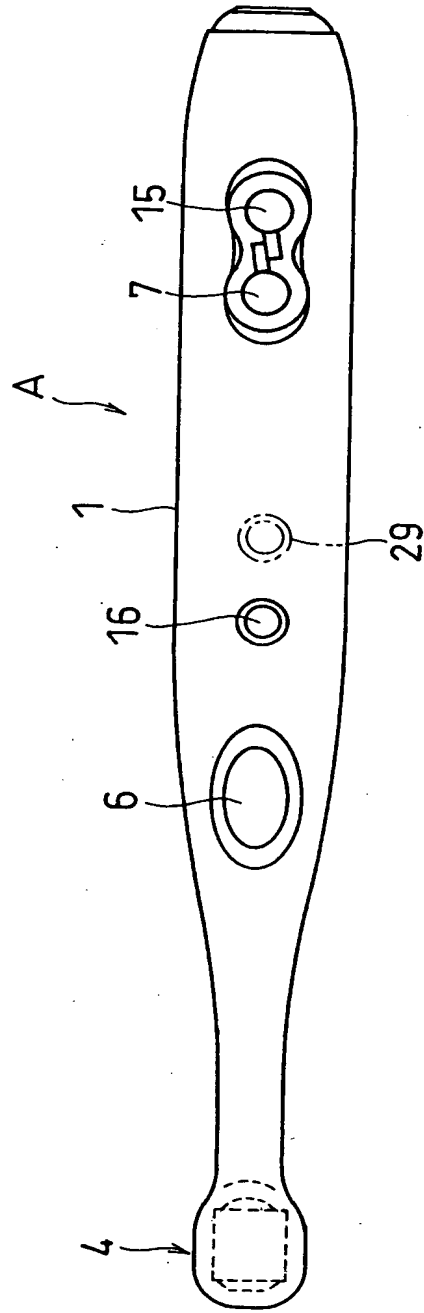
【図 41】 図 37 の診断用撮影器の斜視図である。

【符号の説明】

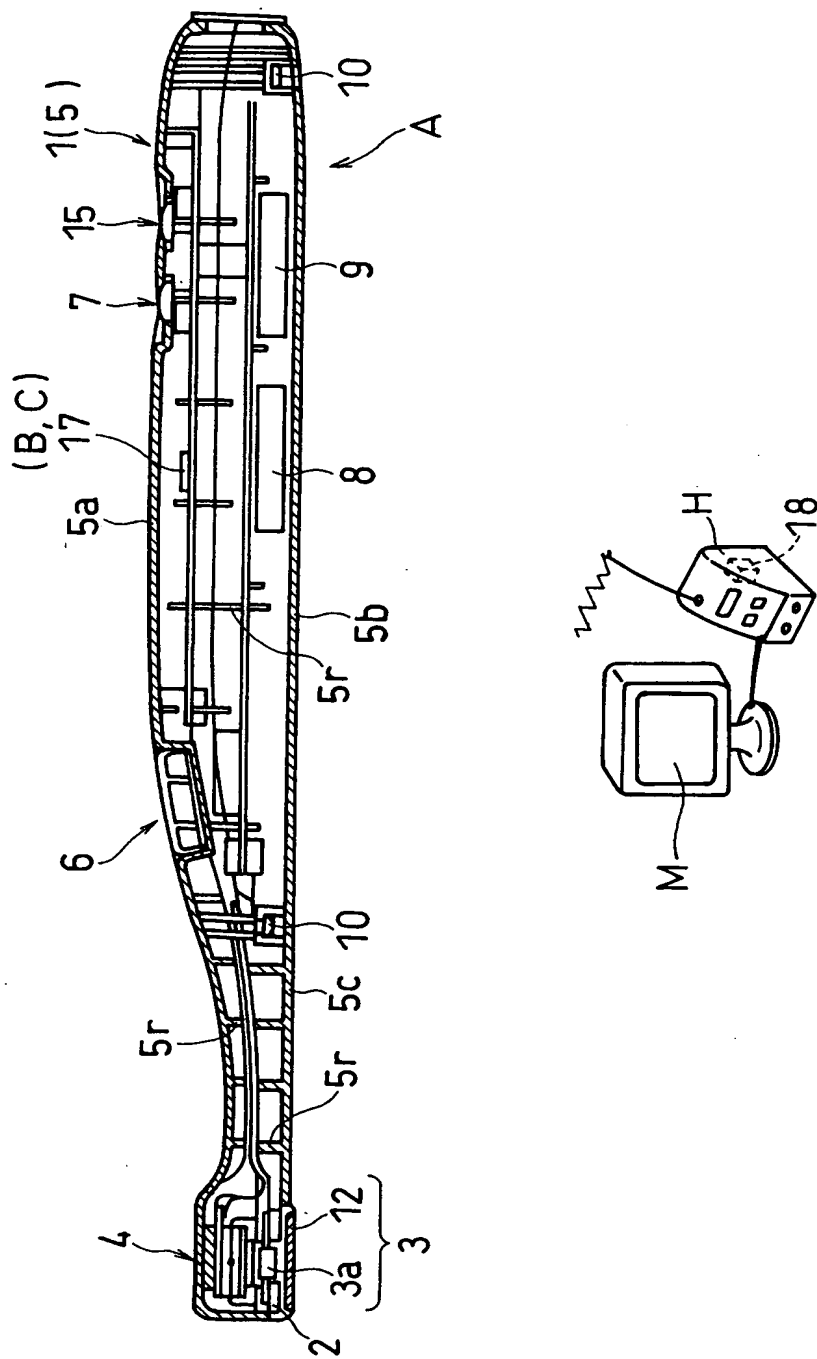
【0143】

1	本体
2	照射手段
3	撮像手段、CCD
4	先側部分
4 a	ヘッド部
4 b	基部
6	撮影スイッチ
7	光源選択スイッチ
1 2	受光用フィルタ
1 3	照射用フィルタ
1 4	診断対象
1 6	自動シーケンス撮影スイッチ
1 8	メモリ
2 5	カバー体
2 8	モータ
3 0	切換え制御手段
3 1	レール溝
8 1	ミラー (光路変更手段)
9 0	結合手段
9 1、9 2	雌雄の電気接合部
B	画像記憶手段
C	自動撮影制御手段
E	フィルタ着脱手段
F	フィルタ切換え手段
D	照射用光源選択手段

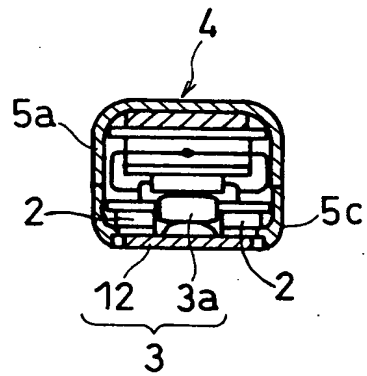
【書類名】 図面
【図 1】



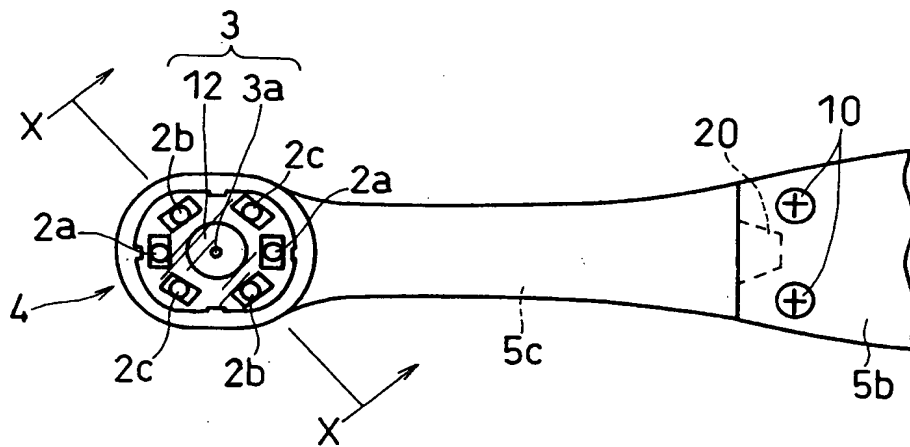
【図 2】



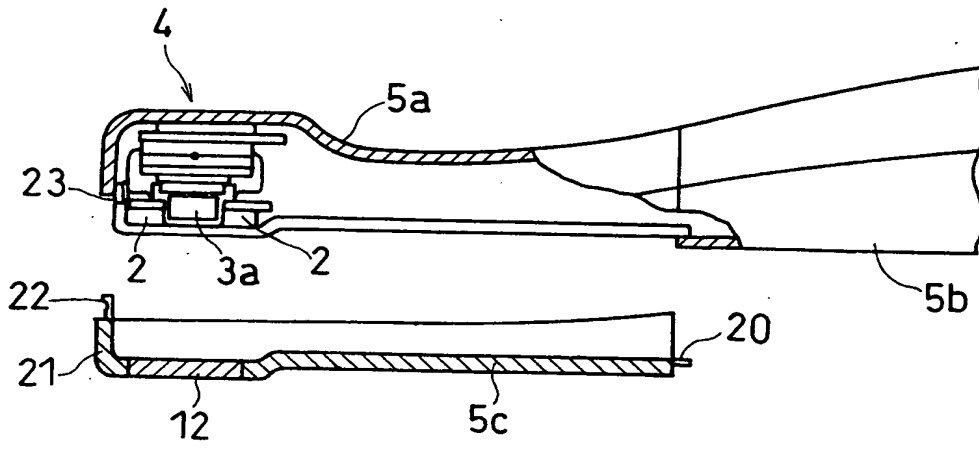
【図 3】



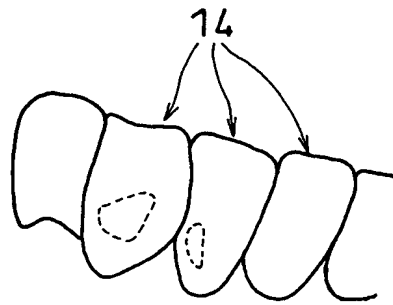
【図 4】



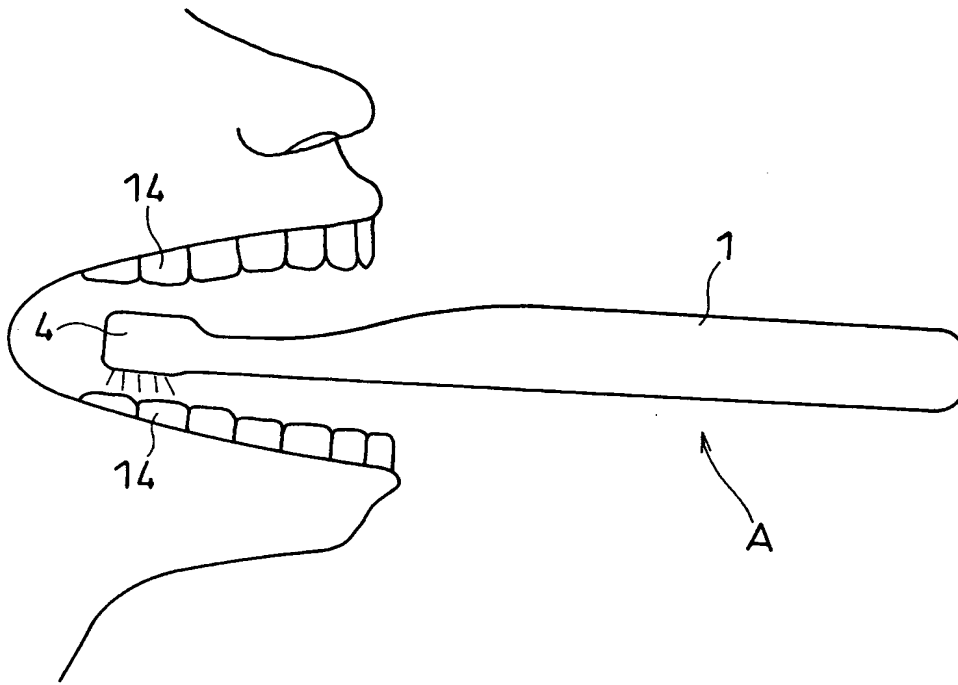
【図 5】



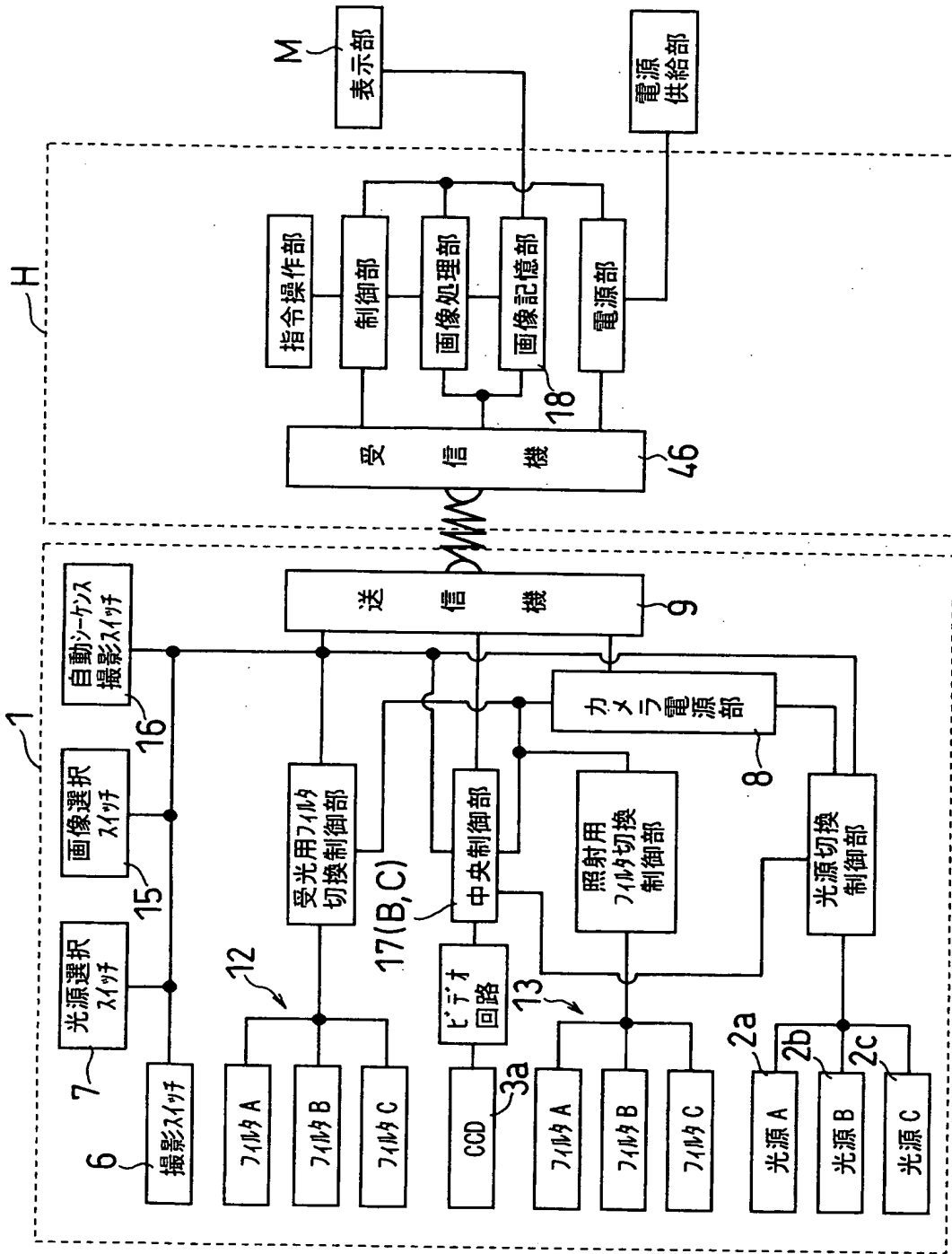
【図 6】



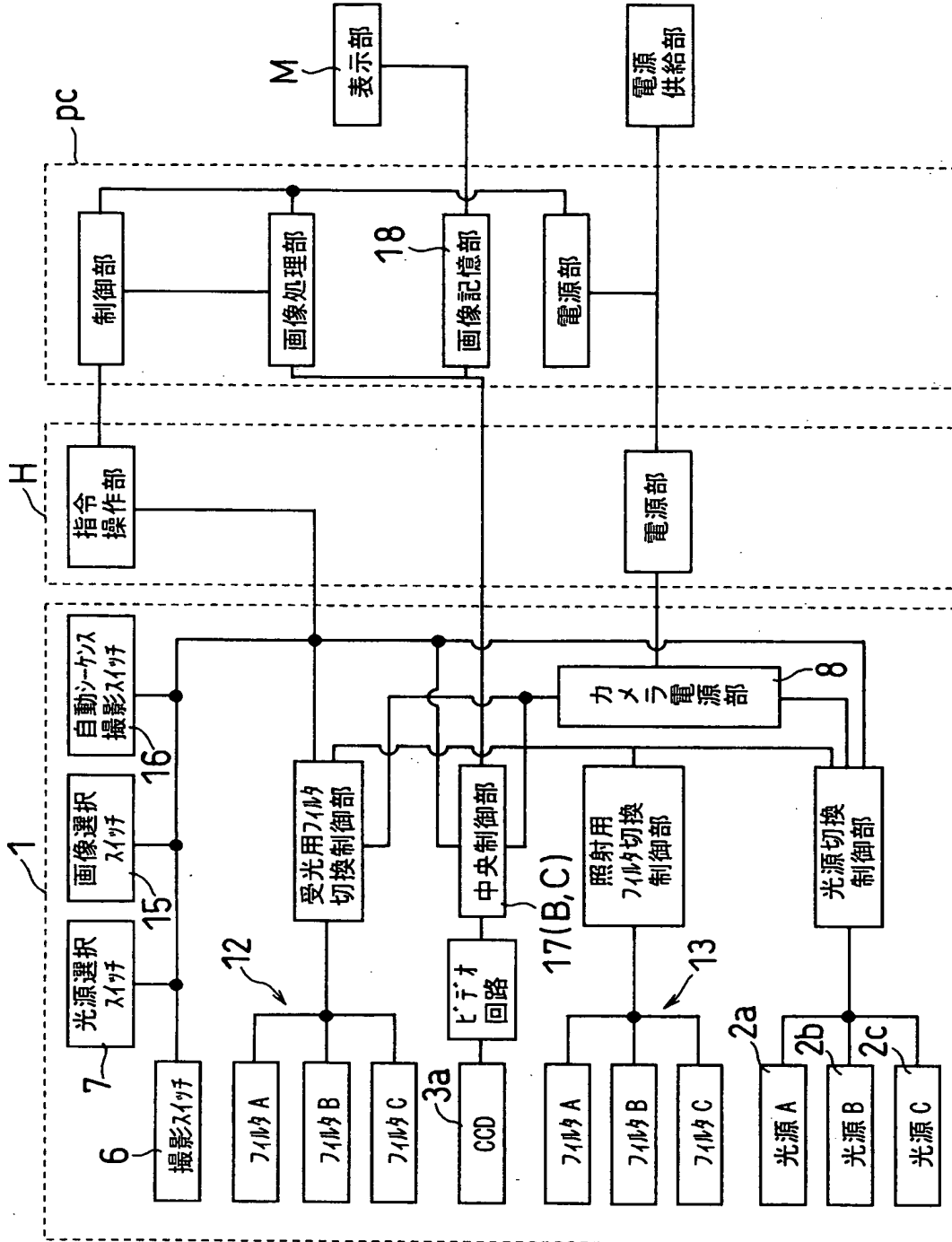
【図 7】



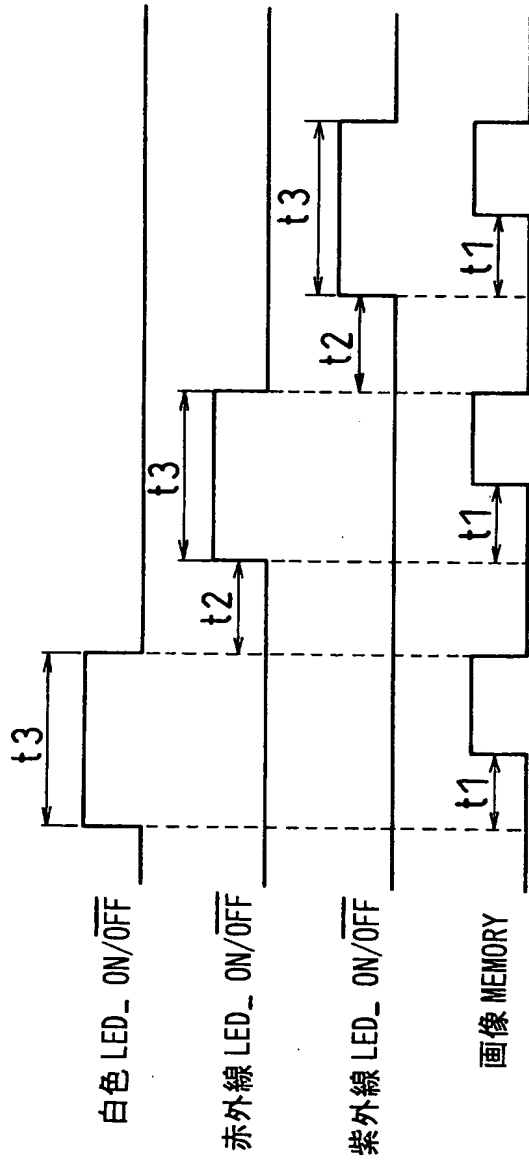
【図8】



【図9】

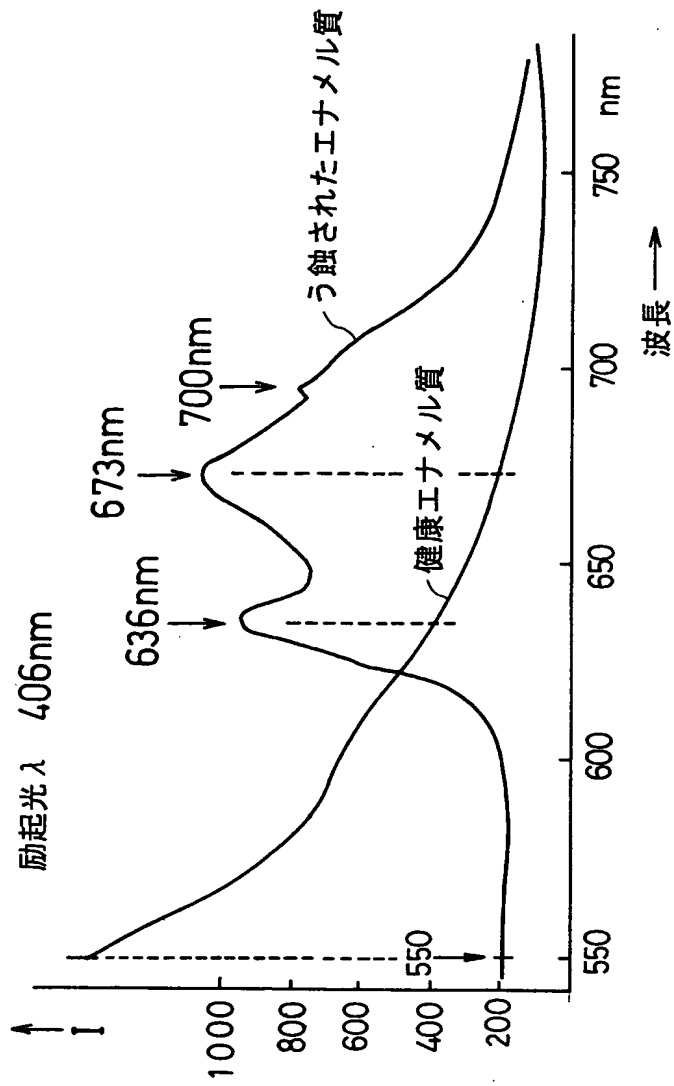


【図 10】

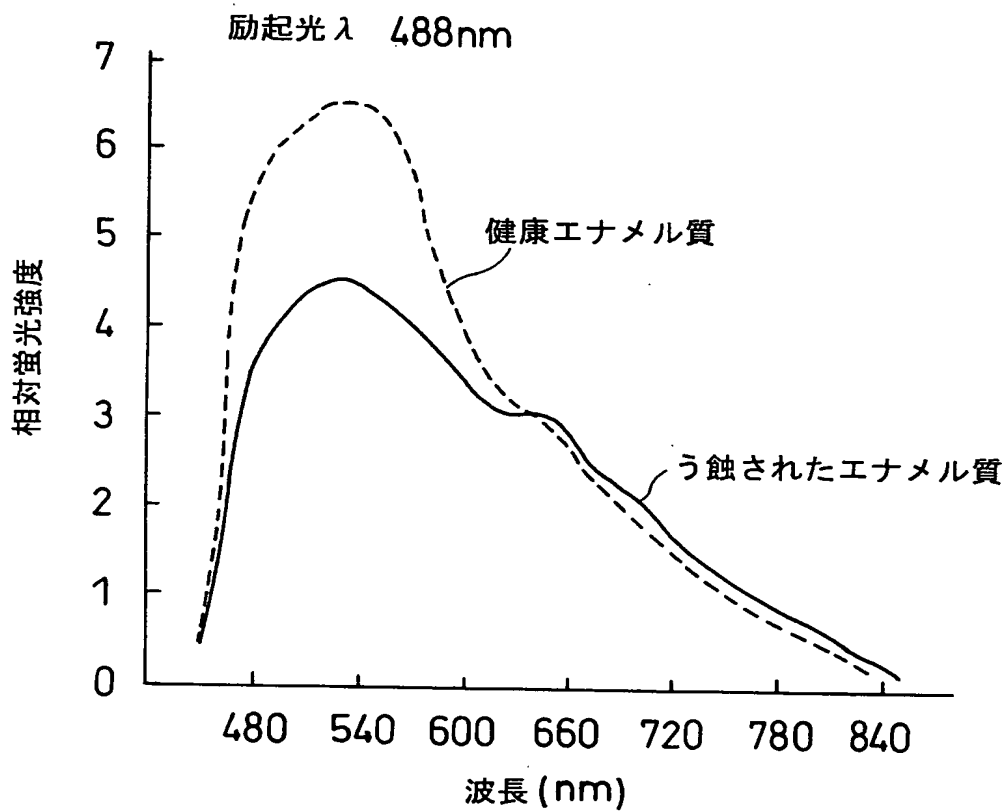


t_1 : 各 LED 照射開始から画像採取開始までの時間
 t_2 : 照射する LED を切り換える待ち時間
 t_3 : 各 LED の照射時間

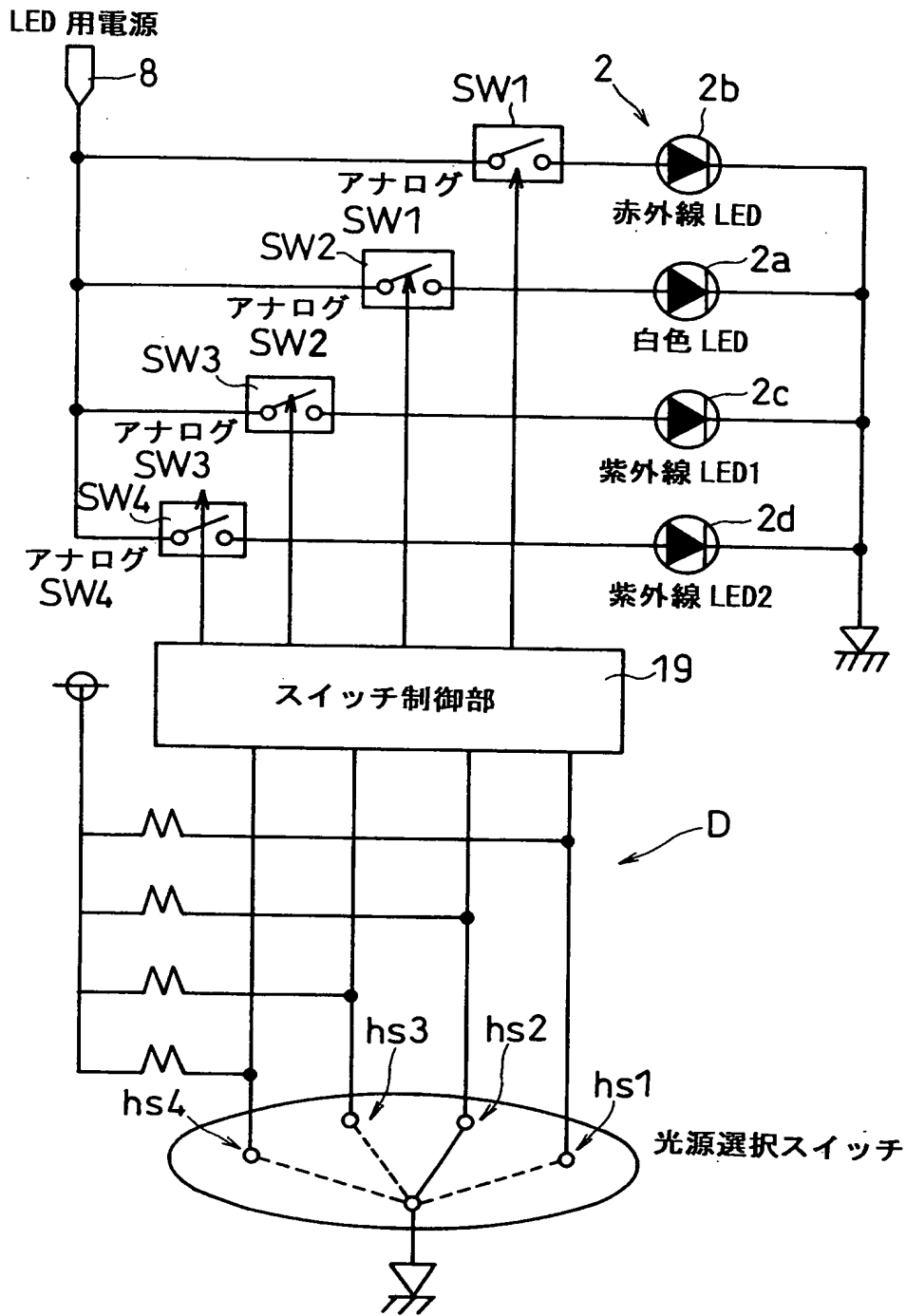
【図11】



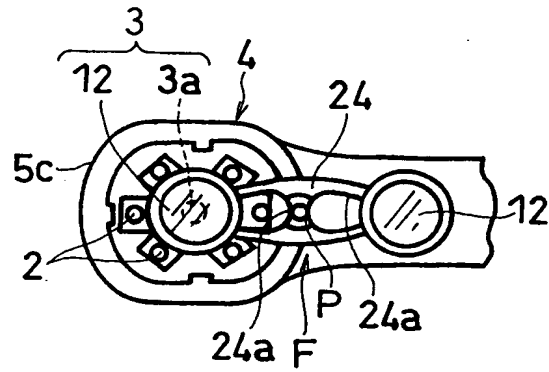
【図 12】



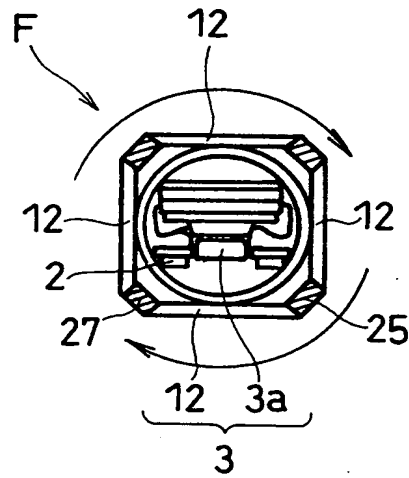
【図 13】



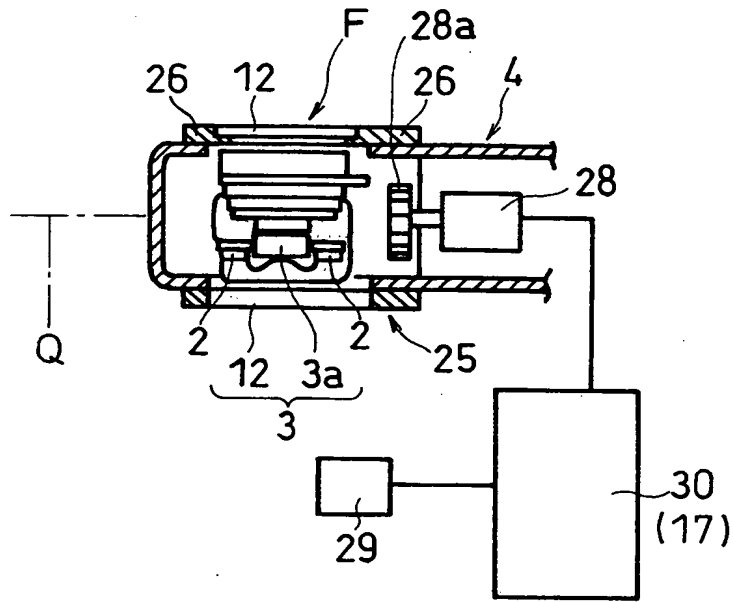
【図14】



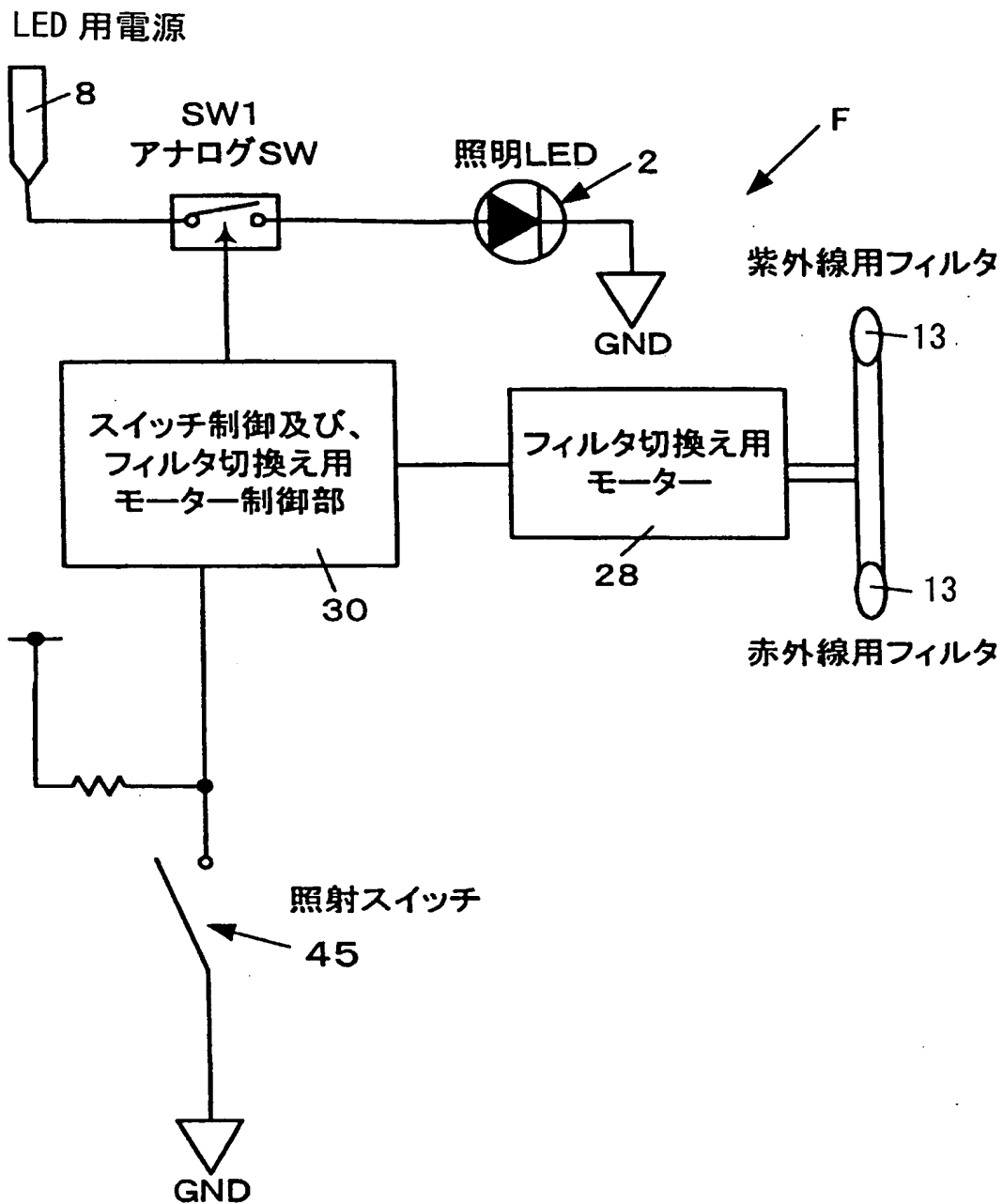
【図15】



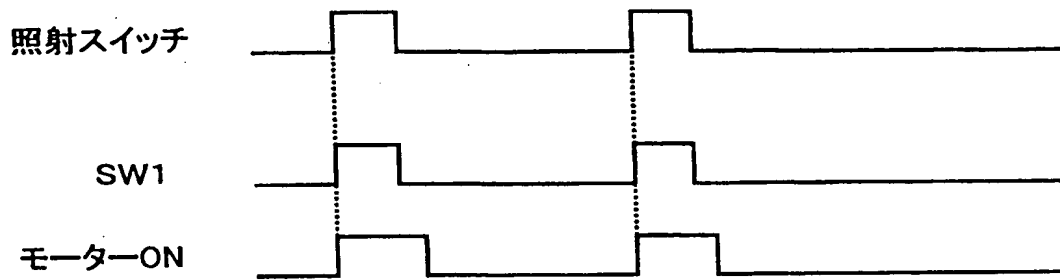
【図16】



【図17】

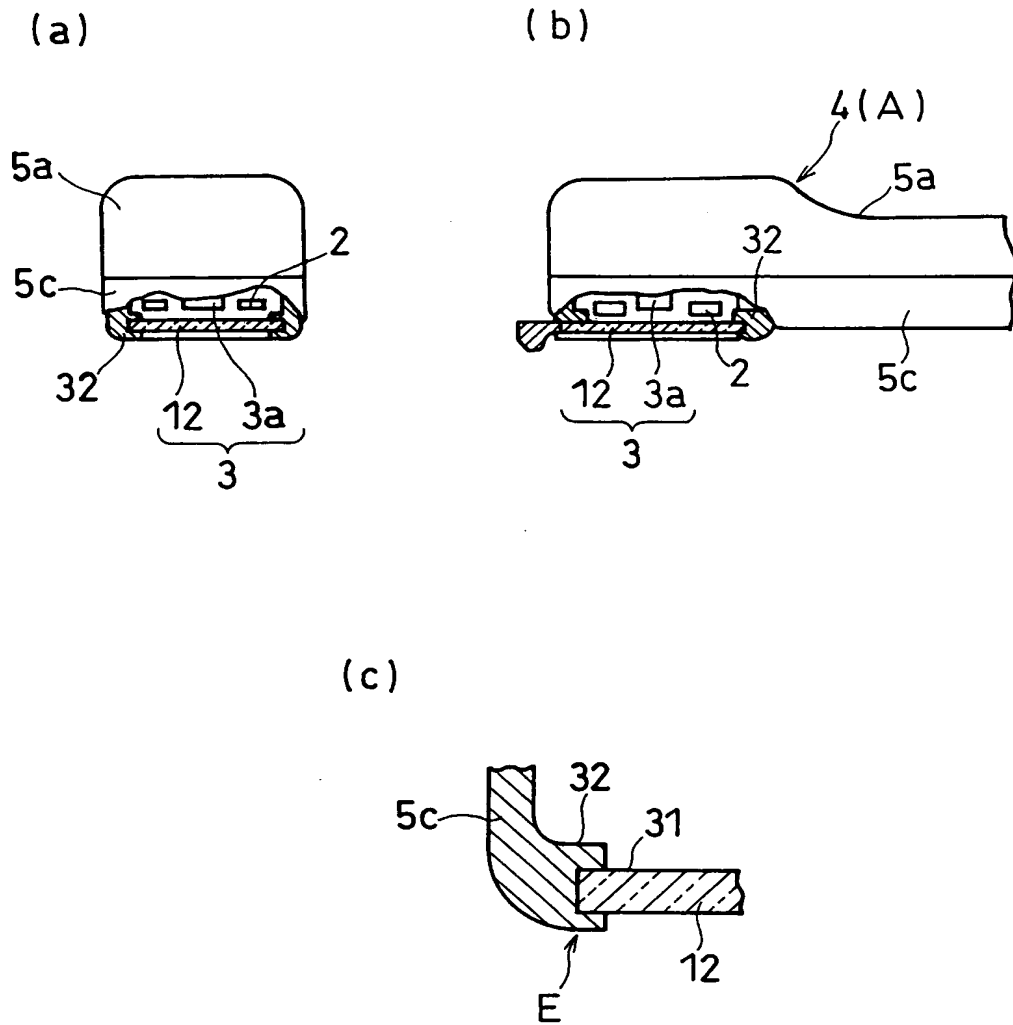


【図18】

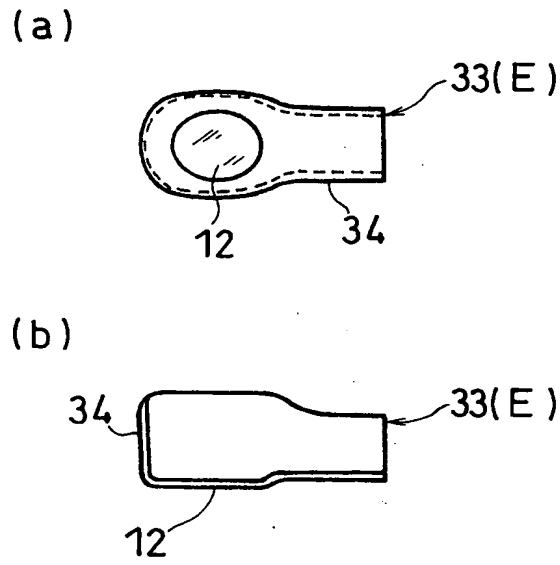


撮影スイッチにより予め特定されたシーケンス通り
各発光源及び、フィルタ切換え用モーターの制御を行なうタイムチャート

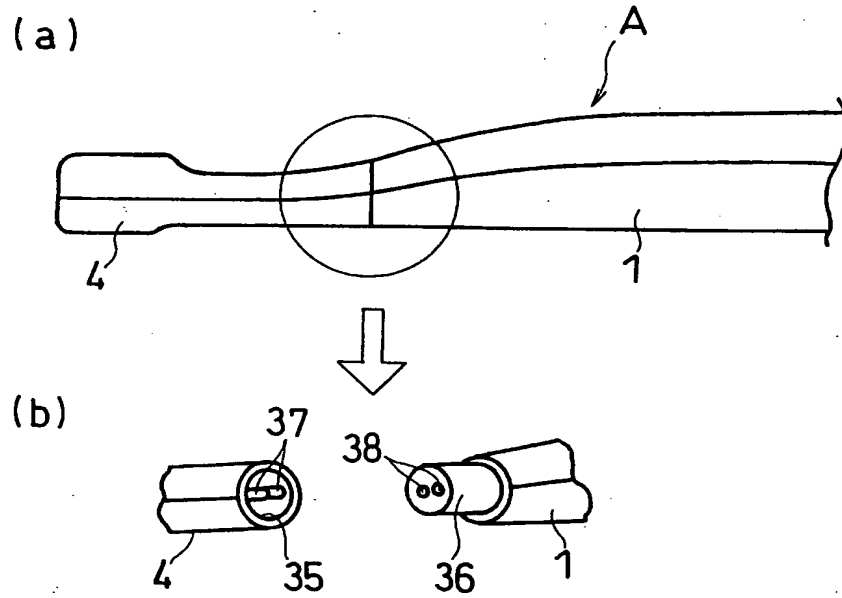
【図 19】



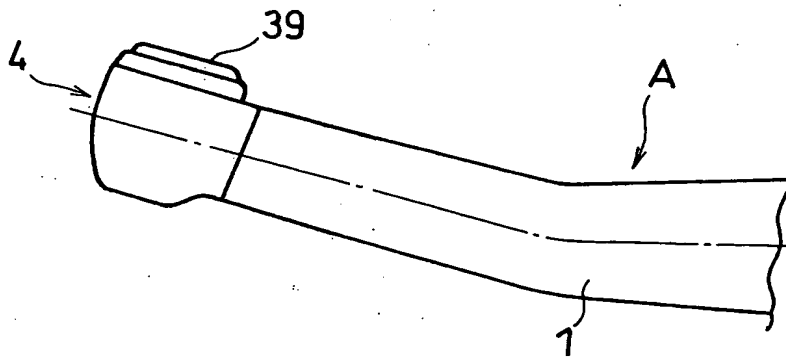
【図 20】



【図 21】

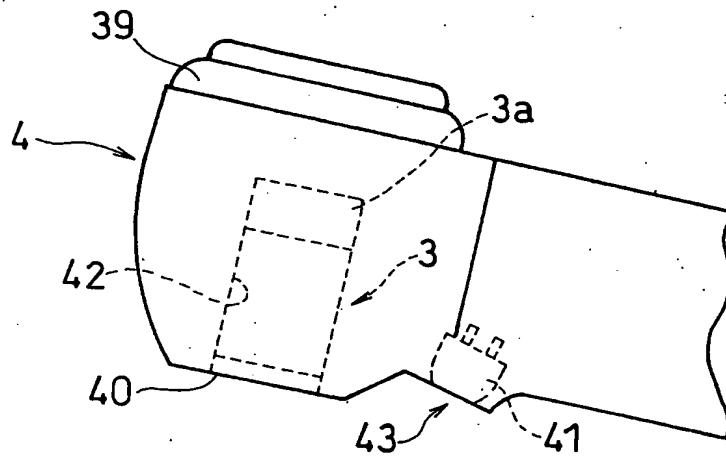


【図 22】

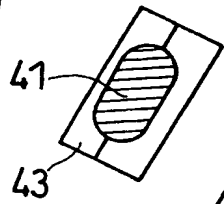


【図 23】

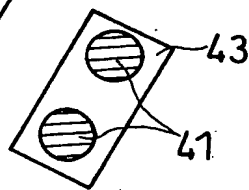
(a)



(b)

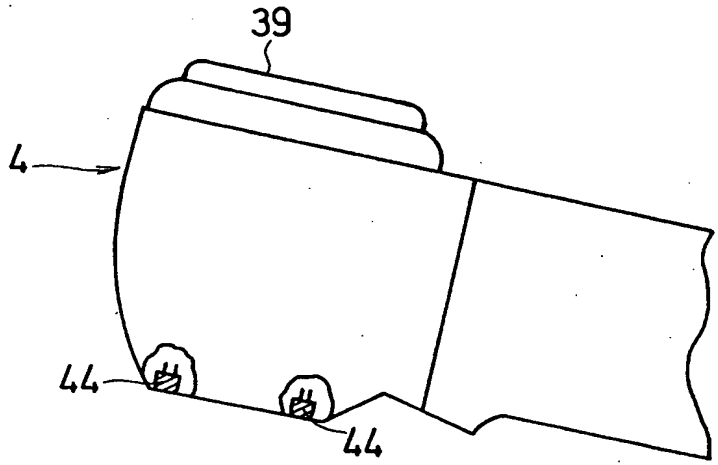


(c)

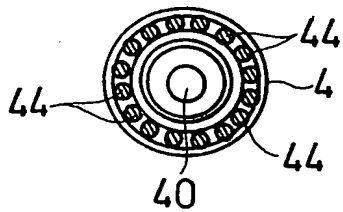


【図 24】

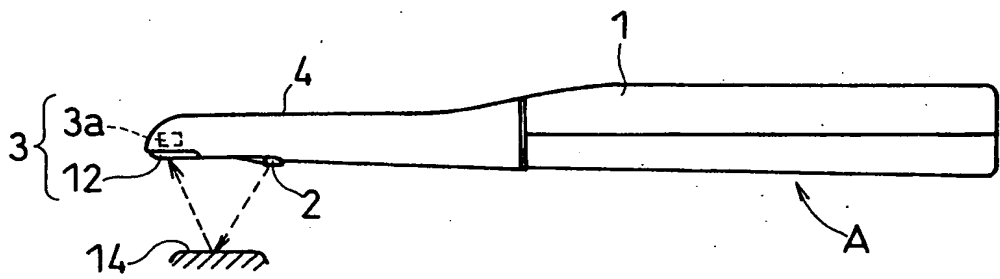
(a)



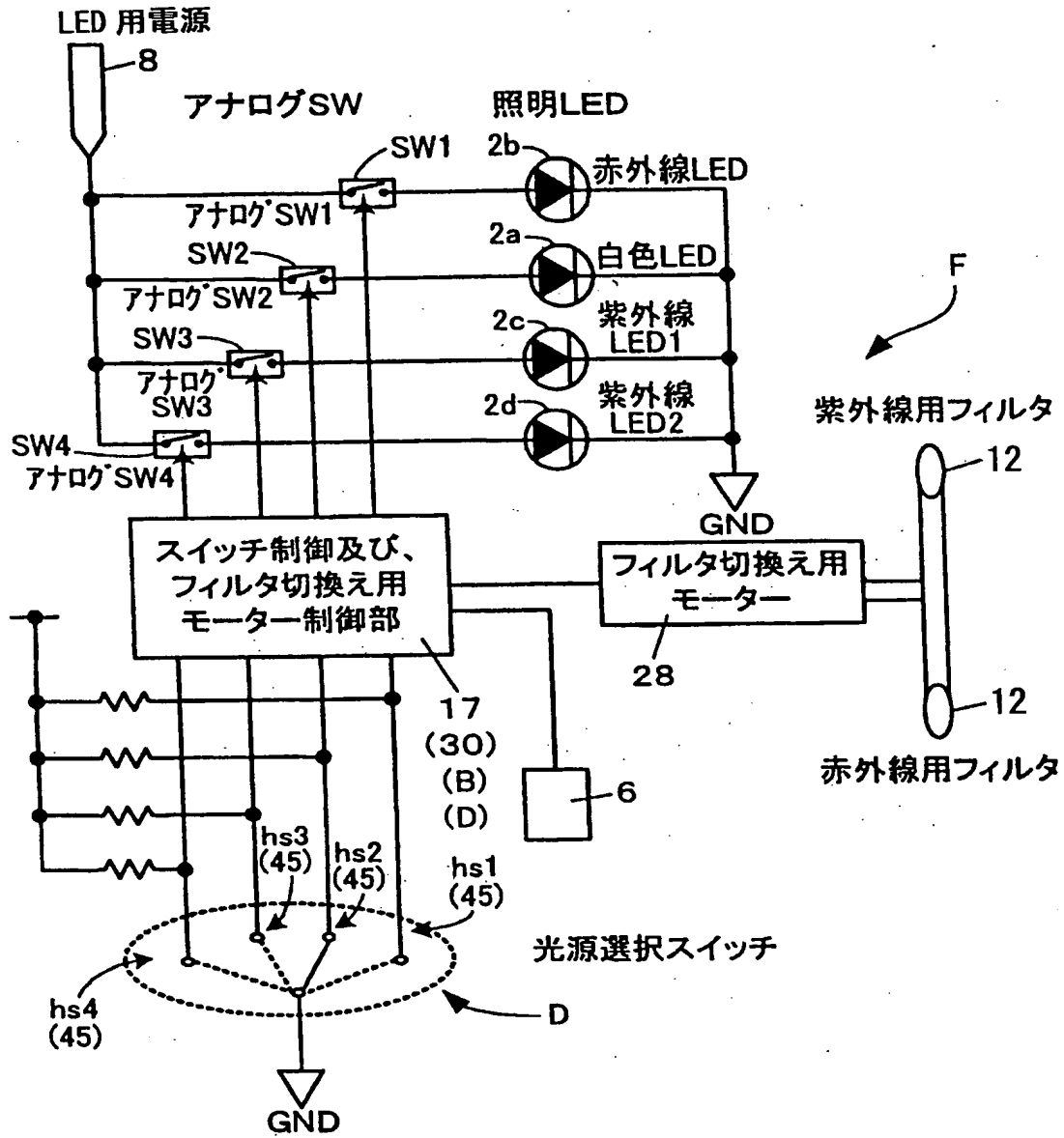
(b)



【図 25】

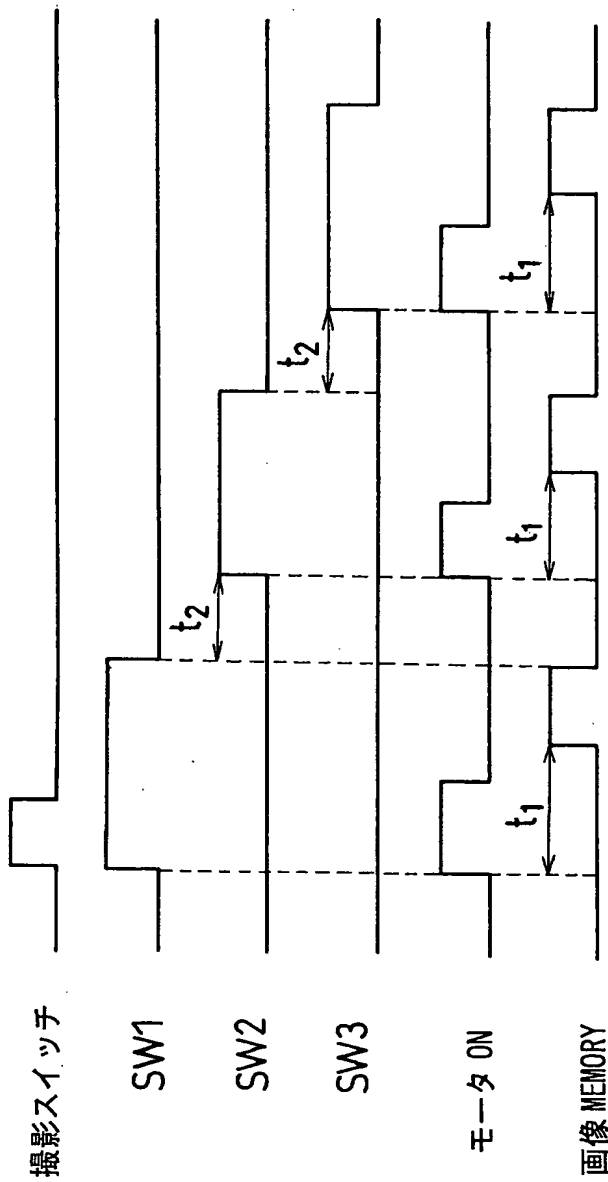


【図 26】



各スイッチにより選択された各発光源及び、
フィルタ切換え用モーターの構造の具体例

【図 27】

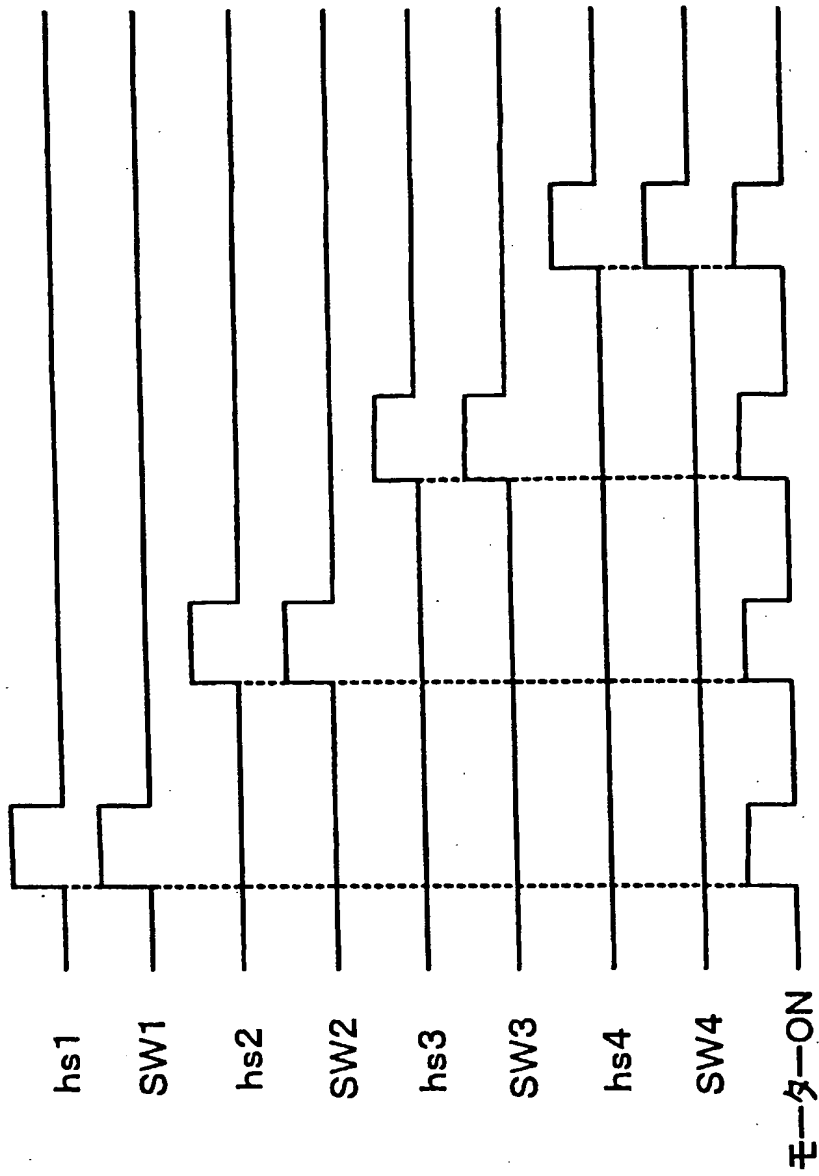


t_1 : 各 LED 照射開始から画像採取開始までの時間

t_2 : 照射する LED を切り換える待ち時間

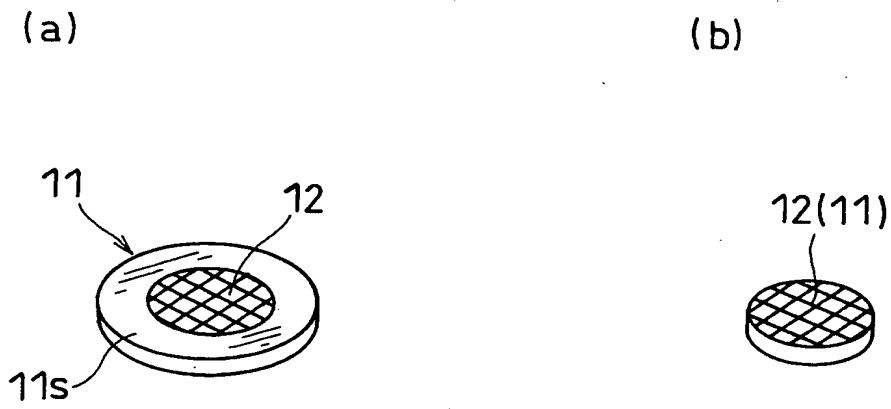
撮影スイッチにより予め特定されたシーケンス通り、
各発光源及び、フィルタ切換え用モータの制御を行なうタイムチャート

【図28】



各スイッチにより選択された各発光源の照射タイムチャート及び、
フィルタ切換え用モーターの駆動タイムチャート

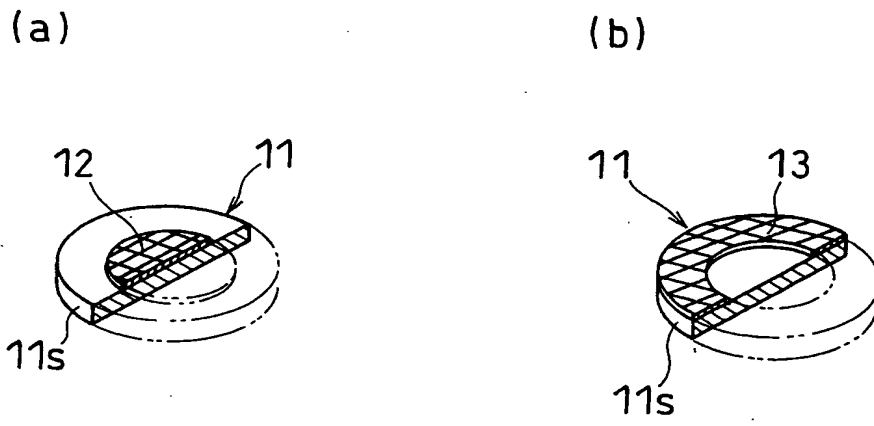
【図 29】



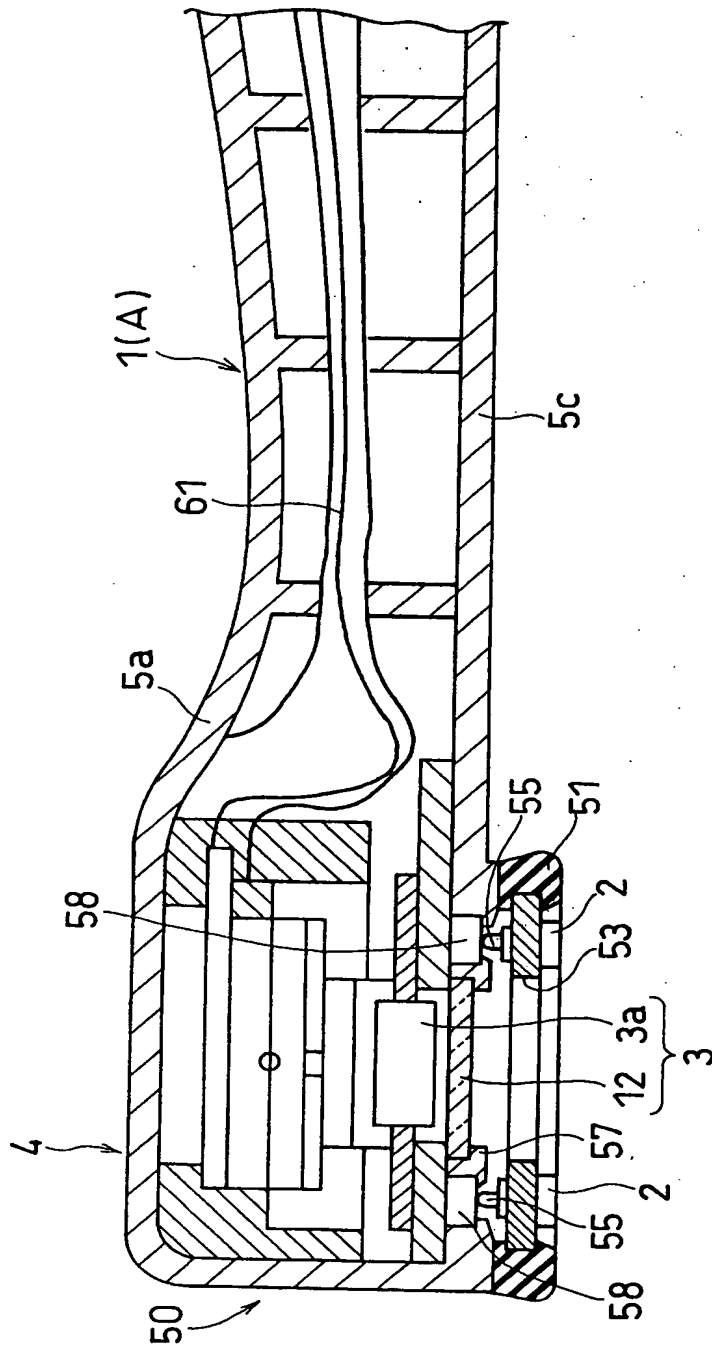
【図 30】



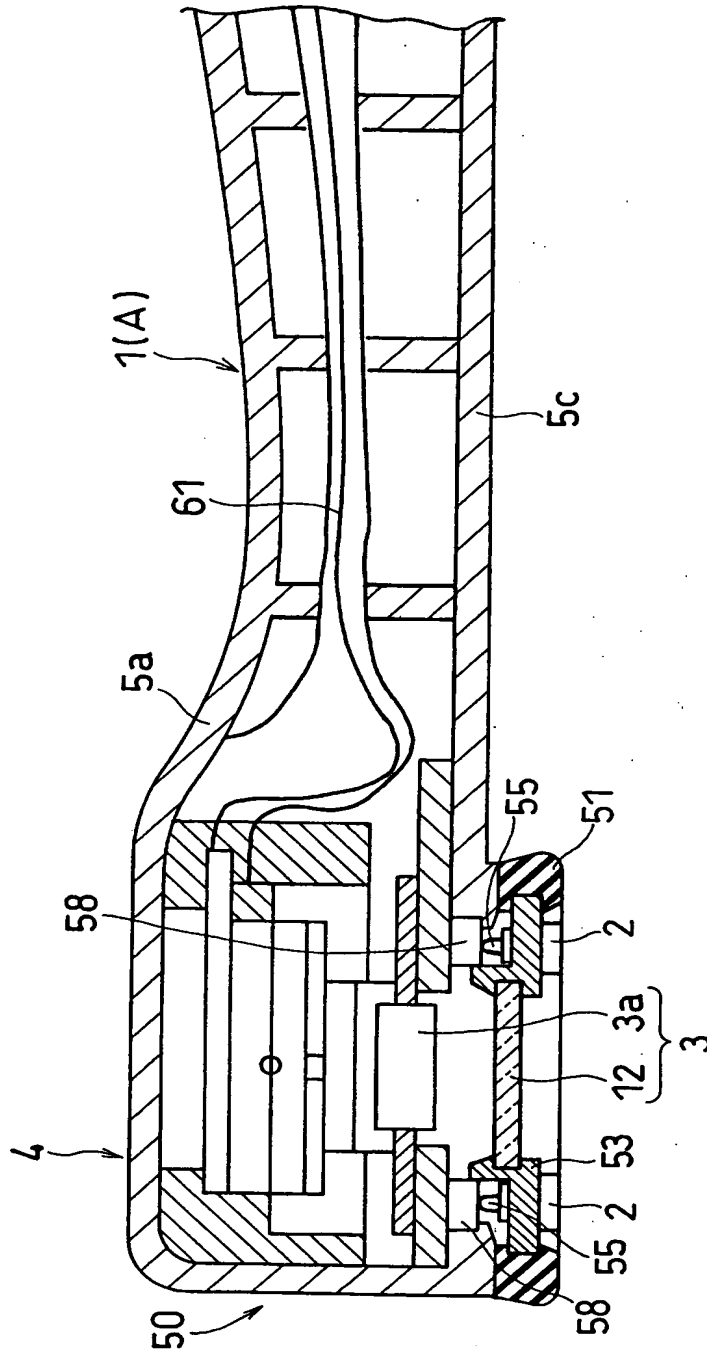
【図 31】



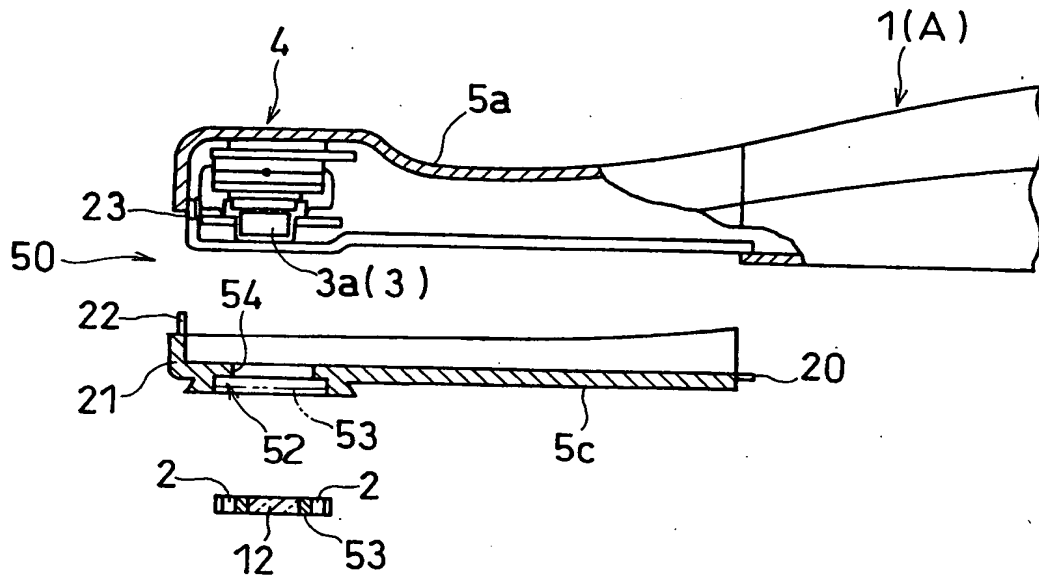
【図 32】



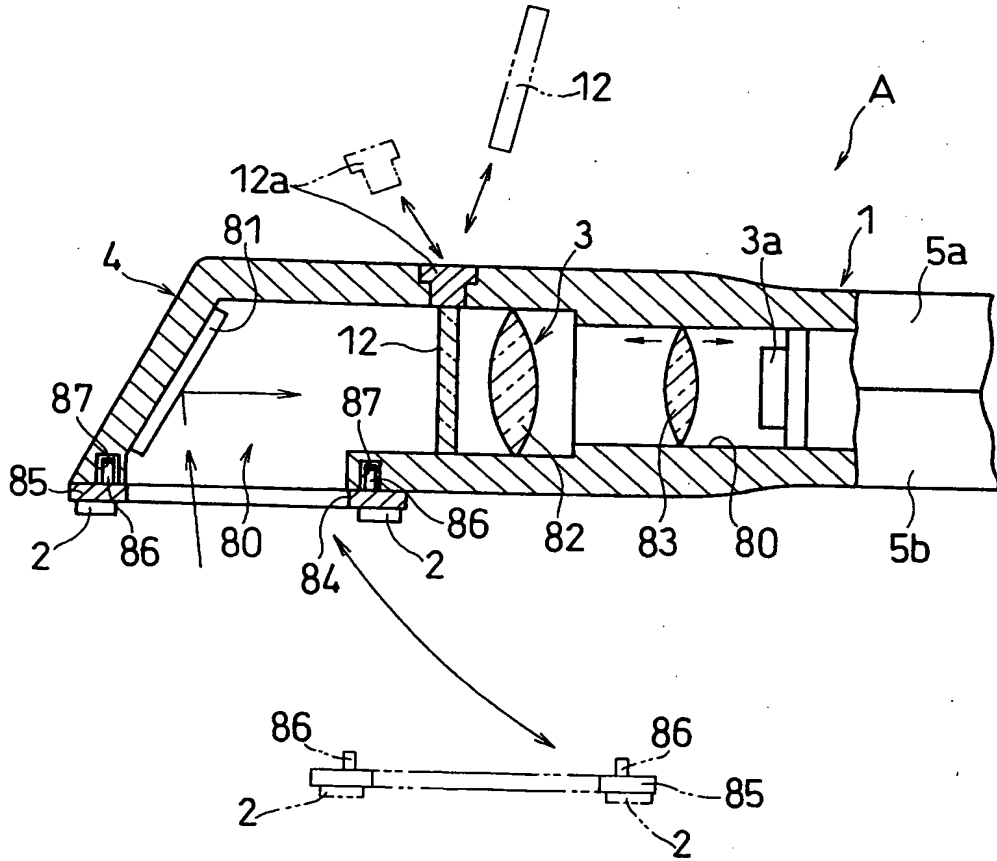
【図 33】



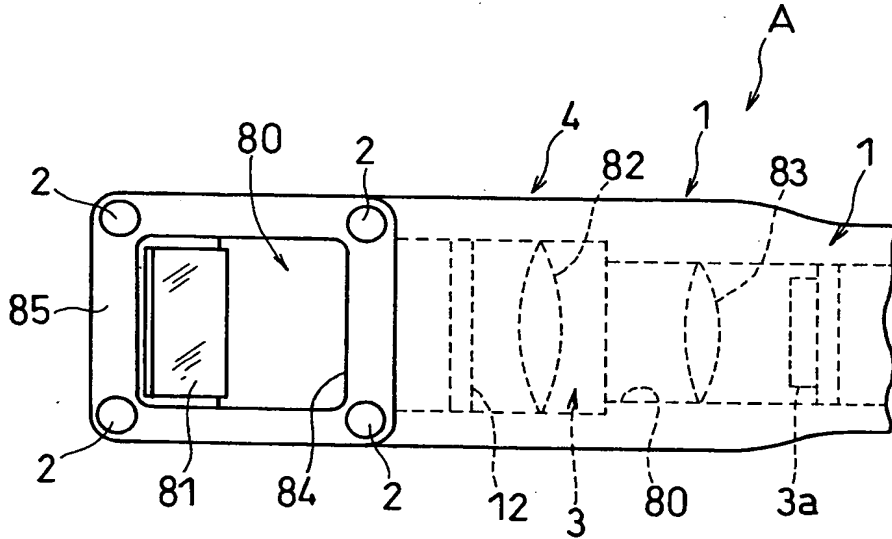
【図 34】



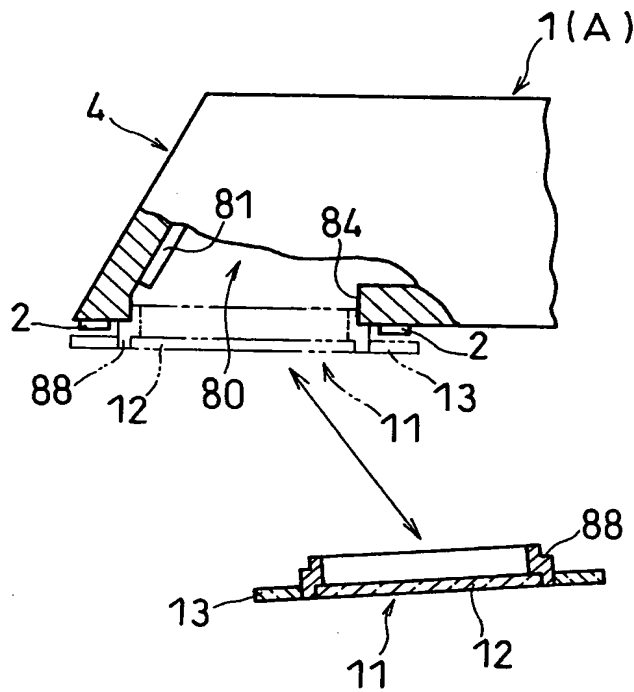
【図 35】



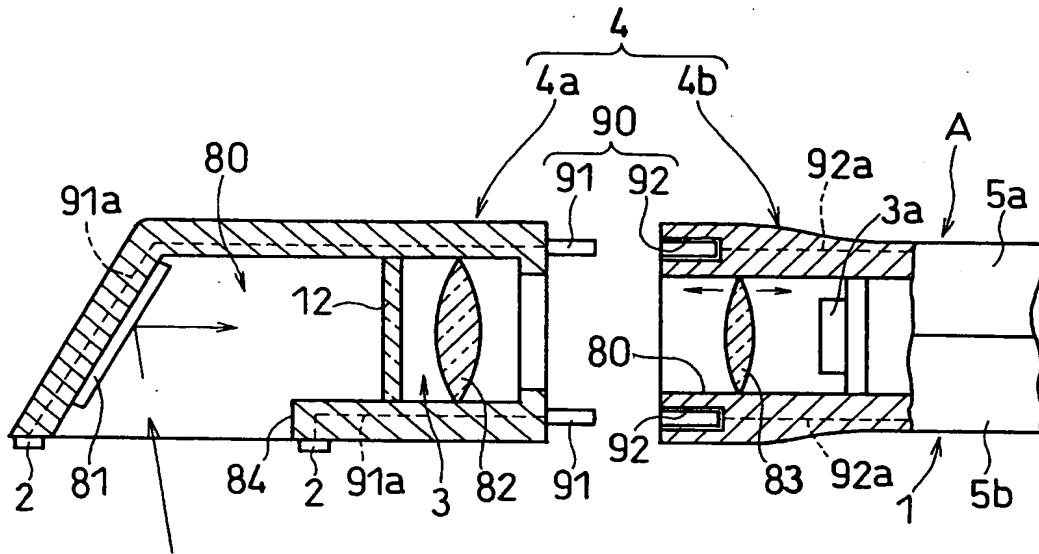
【図36】



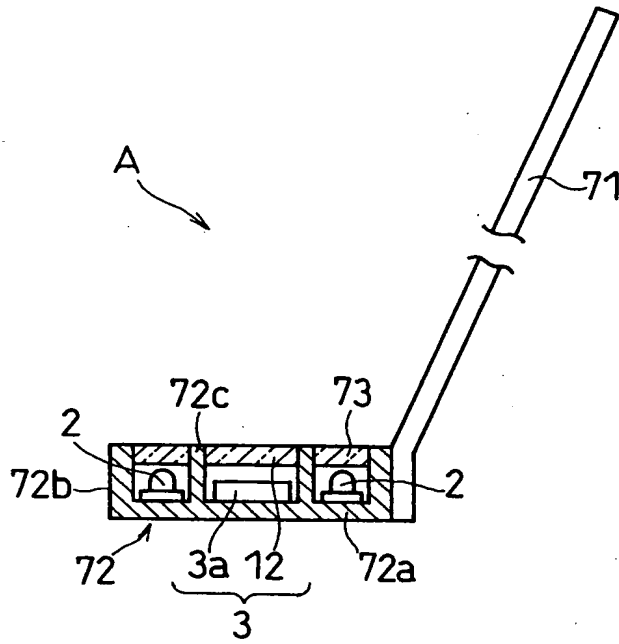
【図37】



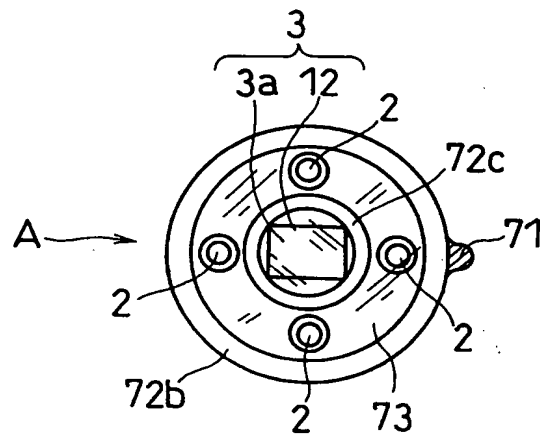
【図 38】



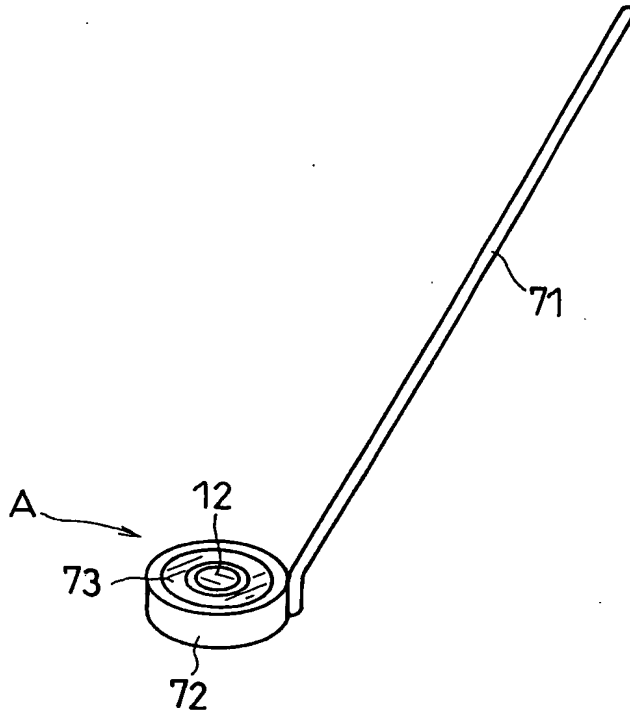
【図 39】



【図 40】



【図 41】





【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 口腔内等の狭い箇所中存在する診断対象の撮影に好適であり、かつ、表面状況だけでなく、診断対象の表層に近い部分の内部状況も認知することが可能な診断用撮影器を、コンパクトで扱い易いものとして提供する。

【解決手段】 診断用撮影器 A において、手指によって支持自在な本体 1 の先側部分 4 に、光を撮影対象に照射するための照射手段 2 と、撮像手段 3 と、特定波長の光のみを通過させて撮像手段 3 に送るための受光用フィルタ 1 2 とが配備されている。

【選択図】 図 2

特願 2003-380294

出願人履歴情報

識別番号

[000138185]

1. 変更年月日

1990年 8月 7日

[変更理由]

新規登録

住 所

京都府京都市伏見区東浜南町680番地

氏 名

株式会社モリタ製作所